



**HAL**  
open science

# Couplage physique humain robot lors de tâches rythmiques en interaction avec l'environnement : estimation de l'impédance mécanique

Vincent Fortineau

► **To cite this version:**

Vincent Fortineau. Couplage physique humain robot lors de tâches rythmiques en interaction avec l'environnement : estimation de l'impédance mécanique. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Paris-Saclay, 2022. Français. NNT : 2022UPAST077 . tel-03710316

**HAL Id: tel-03710316**

**<https://theses.hal.science/tel-03710316v1>**

Submitted on 30 Jun 2022

**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.

# Couplage physique humain robot lors de tâches rythmiques en interaction avec l'environnement : estimation de l'impédance mécanique

*Human robot physical coupling during rhythmic tasks in interaction with the environment : mechanical impedance estimation*

## Thèse de doctorat de l'université Paris-Saclay

École doctorale n° 580, sciences et technologies de l'information et de la communication (STIC)  
Spécialité de doctorat : Robotique  
Graduate School : Sciences de l'ingénierie et des systèmes, Référent :  
Faculté des sciences d'Orsay

Thèse préparée dans les unités de recherche **Laboratoire des Signaux et Systèmes (Université Paris-Saclay, CNRS, CentraleSupélec)** et **Complexité, Innovation, Activités Motrices et Sportives (Université Paris-Saclay)**, sous la direction de **Pedro RODRIGUEZ-AYERBE**, professeur, la co-direction d'**Isabelle A. SIEGLER**, professeure des universités et le co-encadrement de **Maria MAKAROV**, maitresse de conférence

Thèse soutenue à Paris-Saclay, le 19 mai 2022, par

**Vincent FORTINEAU**

### Composition du Jury

<b>Aymar DE RUGY</b> Directeur de recherche, CNRS, Université de Bordeaux	Président
<b>Richard BÉARÉE</b> Professeur, Laboratoire LISPEN, Arts et Métiers Sciences et Technologies	Rapporteur
<b>Renaud RONSSE</b> Professeur, Institute of Mechanics, Materials and Civil Engineering, Université Catholique de Louvain	Rapporteur
<b>Serena IVALDI</b> Chargée de recherche, INRIA Nancy, Université de Lorraine	Examinatrice
<b>Pedro RODRIGUEZ-AYERBE</b> Professeur, Département d'Automatique de CentraleSupélec, Université Paris-Saclay	Directeur de thèse
<b>Maria MAKAROV</b> Maîtresse de conférence, Département d'Automatique de CentraleSupélec, Université Paris-Saclay	Co-encadrante & examinatrice

**Titre :** Couplage physique humain robot lors de tâches rythmiques en interaction avec l'environnement : estimation de l'impédance mécanique

**Mots clés :** contrôle en admittance, impédance mécanique, bras humain, estimation de trajectoires, interactions physiques humain-robot

**Résumé :**

Les robots sont de plus en plus amenés à interagir avec des humains ou des environnements anthropiques en vue de collaboration. La connaissance des propriétés visco-élastiques cartésiennes humaines durant des interactions physiques avec des environnements procure un éclairage au champ des sciences du mouvement humain, et aussi à la robotique collaborative pour la conception de commandes innovantes bio-inspirées. Dans cette thèse, la focalisation est placée sur une modélisation linéaire très simple en impédance mécanique du membre supérieur, qui fait entrer en jeu les paramètres cartésiens apparents en raideur, amortissement et masse. Cette modélisation permet d'approcher des comportements en rejet de perturbations qui interviennent notamment lors d'interactions physiques.

Une expérience a été mise en œuvre avec un robot articulé piloté en admittance cartésienne, pour permettre des estimations d'impédance mécanique du bras de participants pendant une

tâche de référence permettant de générer des mouvements rythmiques, avec des retours haptiques. Une méthode permettant l'estimation des paramètres du modèle en impédance, basée sur l'approximation des trajectoires virtuelles en position et force lors de faibles perturbations ne gênant pas la réalisation de la tâche, est proposée. Les trajectoires virtuelles sont approchées par des interpolations de splines ou des optimisations de sinusoides.

Une trentaine de participants ont pris part aux expériences proposées pour permettre des estimations significatives de variations des paramètres visco-élastiques apparents et mieux comprendre leurs implications dans la réalisation d'une tâche en interaction avec un robot. Le compromis stabilité-transparence du couplage du robot avec un environnement en impédance a finalement été analysé pour proposer une amélioration des réglages du contrôle en admittance cartésienne.

**Title:** Human robot physical coupling during rhythmic tasks in interaction with the environment : mechanical impedance estimation

**Keywords:** admittance control, mechanical impedance, human arm, trajectory estimation, human-robot physical interactions

**Abstract:**

Robots are more inclined to interact with humans or their environment for collaborative purposes. Knowledge on the human endpoint viscoelastic properties during physical interactions provides insights for the field of human movement science and also for the design of innovative bio-inspired collaborative robotic control strategies. In this work, the focus is placed on a simplistic linear mechanical model of the human arm, with endpoint apparent parameters like stiffness, damping and mass. Perturbation rejection behaviours occurring remarkably during physical interactions can be met using this modelling.

In order to estimate those properties for the human arm, an experimental test-bed was designed using an endpoint admittance controlled polyarticulated robot. A benchmark task was used so that rhythmic movements emerged, while haptic feedback were introduced by the robot. A

methodology to identify the linear parameters of the chosen impedance model was designed, tackling the issue of the estimation of virtual trajectories of the arm during dynamic movements. The estimations of the arm's virtual trajectories both in position and force relied on spline interpolations and sine optimisations, for small deviations that did not alter the performances of the task.

A cohort of participants took part in experiments proposed to observe significant variations of the viscoelastic apparent parameters, and improve the understanding of the implications of such variations during a physical interaction with a robot. The famous trade-off between stability and transparency while the robot is coupled with an environment was then study thanks to the obtained estimations, to enhance the tuning of the endpoint admittance control empirically designed.

*Oh you were majesty  
Your robes were heavy  
And your treats were very red  
Oh you were majesty  
Now it's like I said  
That spirit, it's now dead  
Oh oh oh majesty, oh*

*Majesty, Madrugada (2003)*





# Remerciements

La préparation de cette thèse de doctorat a été une odyssée scientifique et humaine. Sans la contribution et l'aide de nombreuses personnes, cette aventure n'aurait pas été possible. Dans une laborieuse tentative de remercier ces personnes, j'aimerais adresser ces quelques mots, pour graver leur support.

En tout premier lieu, je voudrais exprimer ma sincère gratitude envers l'équipe encadrante de cette thèse : Maria, Pedro, Isabelle. Nos échanges techniques, scientifiques, et aussi personnels, se sont révélés essentiels pour la réalisation et la diffusion des travaux de cette thèse. Votre bienveillance, et votre confiance ont été une source importante de motivation tout au long de la thèse. J'ai apprécié nos nombreuses interactions, qui ont été largement fidèles aux recommandations qui m'avaient été faites par vos anciens doctorants. J'espère avec impatience retrouver le cadre que vous m'avez offert à l'avenir.

Je voudrais aussi remercier les membres du jury de thèse, notamment les professeurs Renaud Ronsse de l'université catholique de Louvain et Richard Béarée de l'école nationale supérieure d'arts et métiers pour avoir accepté d'examiner mon manuscrit et de rapporter ces travaux de thèse. Je tiens aussi à remercier Serena Ivaldi, chargée de recherches INRIA à l'université de Lorraine, pour avoir acceptée de faire parti du jury, et Aymar De Rugy, directeur de recherches CNRS à l'université de Bordeaux, pour avoir présidé le jury. Les suggestions, questions et commentaires émis lors de la relecture du manuscrit et de la soutenance de thèse se sont avérés précieux pour clarifier certains aspects du manuscrit, mieux valoriser et enrichir les perspectives de ces travaux.

J'adresse aussi un remerciement particulier à Alex Caldas, enseignant-chercheur, et à Karim Ait Abderrahim, responsable de la majeure Mécatronique, tous les deux à l'ESME Sudria, pour avoir allumé la flamme qui m'a poussé à me lancer dans ces travaux de thèse ; ainsi que Pierre Fabrie, directeur de l'ENSEIRB-MATMECA et Aboubakr Bakkali responsable R&D à ALPhANOV pour leurs encouragements et conseils lors de la recherche du sujet de thèse.

Je tiens aussi à remercier l'ensemble de l'équipe du département d'automatique de CentraleSupélec, Jean Auriol, Dominique Beauvois, Antoine Chaillet, Gilles Duc, Didier Dumur, Stéphane Font, Emmanuel Godoy, Hugo Lhachemi, Cristina Maniu, Sorin Olaru, Guillaume Sandou, Houria Siguerdidjane, Sihem Tebbani, Giorgio Valmorbida et Cristina Vlad, dont font aussi parti mes encadrants Pedro Rodriguez-Ayerbe et Maria Makarov. J'ai eu la belle opportunité d'encadrer des travaux pratiques d'automatique ou des projets de robotique d'étudiants de CentraleSupélec avec la plupart d'entre-vous. Ces moments ont été l'occasion de renforcer les bases de mes compétences en automatique aux côtés d'une équipe bienveillante, compétente et pédagogue. J'espère que malgré la pause imposée par le contexte sanitaire, les

## Remerciements

traditionnelles parties de tarot de midi renaîtront avec la nouvelle génération de doctorants, elles sont une belle occasion de faire le pont entre professeurs, doctorants et post-doc ! Je voudrais aussi souligner l'attention de Cristina Maniu et Stéphanie Douesnard qui se démènent pour que le passage au L2S soit un moment agréable et épanouissant pour tous, et la thèière aux saveurs exotiques de Stéphane Font qui sait accompagner les pauses thés de discussions scientifiques poussées. Je n'oublie pas par ailleurs le duo mythique composé de Léon Marquet et Caroline Charles, pour leur dévotion et support technique, notamment dans les moments critiques.

Les péripéties vécues ces plus de trois années n'auraient pas eu la même saveur sans la présence de mes compagnons de route, doctorants ou anciens doctorants, avec lesquels j'ai pu tisser des liens d'amitié. Que ce soit autour de cartes, de quilles, de balles, volants, verres ou bouteilles, claviers ou pièces de théâtre, les moments passés ensemble resteront de très bons souvenirs. J'ai une pensée particulière pour Thomas qui, comme un grand frère pourtant plus jeune, m'a énormément aidé dès mon arrivée, et a continué à apporter son support après son départ. Je remercie aussi les cobayes volontaires qui ont permis de déverminer mes expériences : Baptiste (de la team volleyball), Dario (« la piccola farfalla felice »), Jean (le professionnel du babyfoot), Jeremy (de la team badminton), Martin (et la philosophie expérimentale), Matthieu (et son flegme à toutes épreuves), Thomas, et tous les autres qui y ont par la suite participé. Je suis aussi reconnaissant à ceux qui m'ont aidé scientifiquement, que ce soit dans le cadre de mes travaux de thèse ou de mes missions d'enseignement : Dario, Jean, Jeremy, Kodjo, Maxime, Thomas.

Mon éternelle reconnaissance va à ma famille, dont l'amour inconditionnel n'a pas d'égal.

# Table des matières

<b>Introduction</b>	<b>1</b>
<b>1 Contexte</b>	<b>5</b>
1.1 Vers une robotique collaborative . . . . .	6
1.1.1 L'émergence de la robotique collaborative et ses enjeux . . . . .	6
1.1.2 Vers quels types de collaboration? . . . . .	9
1.1.3 Les lois de commande robotique lors d'interactions physiques . . . . .	14
1.2 Modéliser le comportement humain . . . . .	15
1.2.1 Rappels sur la biologie du corps humain . . . . .	15
1.2.2 Modéliser le comportement humain en interaction physique grâce à l'impédance mécanique . . . . .	19
1.3 Problématiques et contributions . . . . .	35
1.3.1 Complexité de l'estimation d'impédance lors de tâches dynamiques . . . . .	35
1.3.2 Influence de l'impédance sur une tâche hybride . . . . .	36
1.3.3 Stabilité des interactions physiques humain-robot . . . . .	37
<b>2 Structures de commande pour les interactions physiques humain-robot</b>	<b>39</b>
2.1 Les commandes collaboratives . . . . .	40
2.1.1 Commandes en impédance . . . . .	40
2.2 Contrôle en admittance proposé . . . . .	47
2.2.1 Contrôle cartésien en admittance . . . . .	47
2.2.2 Réglage des correcteurs . . . . .	53
<b>3 Méthodologie d'estimation d'impédance mécanique humaine</b>	<b>57</b>
3.1 État de l'art . . . . .	58
3.1.1 Méthodes de perturbation . . . . .	58
3.1.2 Méthodes d'identification . . . . .	61
3.2 Méthode proposée . . . . .	66
3.2.1 Injection des perturbations . . . . .	66
3.2.2 Reconstruction de la trajectoire virtuelle . . . . .	68
3.2.3 Identification . . . . .	83
<b>4 Résultats des expériences sur participants humains</b>	<b>97</b>
4.1 Mise en place expérimentale . . . . .	98
4.1.1 Objectifs et hypothèses . . . . .	98

## Table des matières

4.1.2	Matériel . . . . .	99
4.1.3	Protocole . . . . .	99
4.2	Résultats . . . . .	103
4.2.1	Étude des performances . . . . .	104
4.2.2	Résultats des identifications d'impédance . . . . .	109
4.3	Discussions . . . . .	111
4.3.1	Performances à la tâche de jonglerie . . . . .	112
4.3.2	Comportement en impédance cartésienne . . . . .	113
<b>5</b>	<b>Analyse de stabilité</b>	<b>119</b>
5.1	Outils de l'étude de stabilité . . . . .	120
5.1.1	Passivité . . . . .	120
5.1.2	Approche robuste . . . . .	121
5.2	Modélisation du robot et de l'interaction humaine . . . . .	122
5.2.1	Modèle dynamique du robot . . . . .	122
5.2.2	Linéarisation du modèle du robot . . . . .	123
5.2.3	Couplage avec un modèle en impédance . . . . .	124
5.3	Étude de la stabilité . . . . .	127
5.3.1	Effets de l'environnement . . . . .	127
5.3.2	Effets de la loi de commande en admittance . . . . .	133
5.3.3	Conclusions . . . . .	138
	<b>Conclusions et perspectives</b>	<b>141</b>
5.4	Conclusions . . . . .	141
5.5	Perspectives . . . . .	142
	<b>Annexes</b>	<b>145</b>
	<b>Annexe A Liens entre les paramètres articulaires et cartésiens</b>	<b>147</b>
	<b>Annexe B Représentation elliptique de l'impédance</b>	<b>149</b>
	<b>Annexe C Calcul du Modèle Géométrique Direct</b>	<b>151</b>
C.1	Modèle à 3 articulations colinéaires . . . . .	151
C.2	Modèle complet du youBot arm de KUKA™ . . . . .	151
	<b>Annexe D Calcul du Jacobien</b>	<b>155</b>
D.1	Jacobien du modèle réduit . . . . .	155
D.2	Jacobien du youBot arm complet . . . . .	155
	<b>Annexe E Détails du calcul des effets de couplage</b>	<b>157</b>
E.1	Effets de couplage . . . . .	157
E.2	Guide virtuel . . . . .	159
	<b>Annexe F Effets de l'erreur de traînage</b>	<b>161</b>

<b>Annexe G Réglage des boucles de contrôles internes du robot</b>	<b>163</b>
<b>Annexe H LSTM</b>	<b>167</b>
<b>Annexe I Discrétisation du modèle KBM</b>	<b>169</b>
<b>Annexe J Matériel</b>	<b>171</b>
J.1 Robot . . . . .	171
J.2 Capteurs . . . . .	171
J.2.1 Capteur de forces et couples . . . . .	171
J.2.2 Compensation des biais du capteur d'efforts . . . . .	173
J.2.3 Système de vision . . . . .	174
J.3 Système de synchronisation . . . . .	175
<b>Annexe K Représentation graphique des ANOVA</b>	<b>177</b>
<b>Annexe L Données biomécaniques en fonction de la hauteur cible</b>	<b>179</b>
<b>Annexe M Données biomécaniques en fonction de la phase <math>\varphi</math></b>	<b>181</b>
<b>Annexe N Paramètres du modèle dynamique du robot</b>	<b>183</b>



# Liste des symboles

## Général

$\mathbb{R}$	Ensemble des nombres réels
$p, P$	Scalaire
$\mathbf{p}$	Vecteur
$\mathbf{P}$	Matrice
$\mathbf{P}_{2 \times 3}$	Matrice de deux lignes et trois colonnes
$\mathbf{I}$	Matrice identité
$\dot{p}$	Dérivée temporelle
$\ddot{p}$	Dérivée temporelle seconde
$\delta, \Delta$	Opérateur différentiel
$\partial$	Opérateur dérivée partielle
$\hat{p}$	Estimation de $p$
$\bar{\mathbf{p}}$	Moyenne de $\mathbf{p}$
$\sigma(\mathbf{p})$	Écart type de $\mathbf{p}$
$\epsilon$	Erreur
$\mathbf{p}^t$	Transposée de $\mathbf{p}$
$\theta$	Angle
$v$	Vitesse

## Impédance mécanique

$K, \mathbf{K}$	Raideur cartésienne
$R, \mathbf{R}$	Raideur articulaire



## Liste des symboles

$B, \mathbf{B}$  Amortissement cartésien

$D, \mathbf{D}$  Amortissement articulaire

$M, \mathbf{M}$  Masse

$A, \mathbf{A}$  Inertie

$\mathbf{f}$  Forces

$\mathbf{x}$  Positions

## Robotique

$\mathbf{q}$  Coordonnées articulaires angulaires

$\boldsymbol{\tau}$  Couples articulaires

$\mathcal{J}(\mathbf{q})$  Matrice jacobienne du robot

$\mathbf{C}(\dot{\mathbf{q}}, \mathbf{q})$  Matrices des forces de Coriolis et centrifuges

$\mathbf{g}(\mathbf{q})$  Vecteur des forces ou couples de gravité

## Automatique

$s$  Variable de Laplace

$\mathcal{L}$  Transformée de Laplace

$t$  Temps

$f$  Fréquence

$\omega$  Pulsation

$\xi$  Facteur d'amortissement

$\zeta$  Taux d'amortissement

$\phi$  Phase

$e$  Entrée

$y$  Sortie

$H(s)$  Fonction de transfert

# Table des figures

1.1	Progression annuelle des installations de robots industriels dans le monde . . .	7
1.2	Robots dans des environnements humains . . . . .	7
1.3	Guidage manuel d'un robot collaboratif permettant d'apporter une assistance physique à l'opérateur, © Gael Kerbaol INRS 2014 . . . . .	8
1.4	Exemples pour les quatre scénarios décrits par E. Helms et al. 2002. . . . .	11
1.5	Schéma bloc représentant la causalité de systèmes physiques en impédance ou admittance . . . . .	13
1.6	Exemple de ports d'interaction entre deux systèmes physiques . . . . .	14
1.7	Ports d'interaction entre un robot et son environnement . . . . .	15
1.8	Schéma illustratif d'une contraction musculaire . . . . .	16
1.9	Schéma de l'expérience conduite par A. V. Hill (1938) . . . . .	17
1.10	Modèle musculaire de Hill . . . . .	18
1.11	Schéma bloc des réflexes spinaux (R. Shadmehr et S. P. Wise 2004) . . . . .	19
1.12	Banc expérimental pour une étude du contrôle de la cheville décrite par J. M. Finley et al. (2012) . . . . .	21
1.13	Modélisation simplifiée de l'articulation du coude (N. Hogan 1984) . . . . .	23
1.14	Variations de raideur articulaire en fonction de la fréquence d'une tâche cyclique (M. O. Abe et N. Yamada 2003) . . . . .	25
1.15	Modèle non-linéaire visco-élastique de la cheville (D. Ludvig et al. 2011) . . .	26
1.16	Schéma du manipulandum décrit dans les expériences de F. A. Mussa-Ivaldi et al. (1985) . . . . .	27
1.17	Interface haptique proposée par 3D Systems . . . . .	32
1.18	Modèle en impédance à 5 paramètres . . . . .	32
2.1	Schéma de la commande en impédance proposée par N. Hogan (1985b) . . . .	41
2.2	Schéma de contrôle en impédance pour des articulations flexibles (M. Keppler et al. 2018a) . . . . .	43
2.3	Schéma bloc du contrôle en admittance articulaire avec capteur de force proposé par X. Lamy et al. (2009) . . . . .	45
2.4	Exemples d'actionneurs à impédance variable . . . . .	47
2.5	Schéma du robot utilisé . . . . .	48
2.6	Schéma descriptif de la tâche de jonglerie . . . . .	48
2.7	Schéma bloc du contrôle en admittance cartésienne proposé . . . . .	52
2.8	Cartographie expérimentale de la stabilité en fonction des gains du correcteur en admittance . . . . .	54

## Table des figures

3.1	Modélisation en impédance d'un système MIMO (E. J. Perreault et al. 1999)	63
3.2	Exemples de perturbations . . . . .	68
3.3	Exemple d'une trajectoire en position non-perturbée . . . . .	69
3.4	Exemple d'une trajectoire en force non-perturbée . . . . .	70
3.5	Analyses spectrales des signaux de position et de force . . . . .	71
3.6	Exemples d'application de la méthodologie décrite par E. Burdet et al. (2000) pour la prédiction de trajectoires . . . . .	74
3.7	Représentation des RMSE pour les splines cubiques en fonction de la fenêtre d'interpolation . . . . .	75
3.8	Réponse simulée impulsionnelle en position du modèle KBM . . . . .	76
3.9	Exemples du filtrage passe-bas décrit en section 3.2.2.d, pour des trajectoires en force . . . . .	77
3.10	Réponse en amplitude du filtre passe bas d'ordre 2997 . . . . .	77
3.11	Exemples de trajectoires en force avec les différentes techniques de filtrage . . . . .	79
3.12	Schéma d'une architecture LSTM classique . . . . .	80
3.13	Exemples de trois prédictions conduites par le réseau LSTM entraîné . . . . .	81
3.14	Exemples d'estimation de trajectoires avec des sommes de sinusoides optimisées . . . . .	82
3.15	Analyse de sensibilités locales . . . . .	86
3.16	Schéma bloc de la simulation conçue pour tester la méthode d'identification . . . . .	86
3.17	Convergence des erreurs relatives d'identification en fonction de la taille de la fenêtre d'observation . . . . .	87
3.18	Schéma bloc de la simulation conçue pour tester la méthode d'identification, avec des trajectoires en position expérimentale . . . . .	88
3.19	Erreurs relatives des paramètres estimés en fonction des fenêtres d'interpolation des splines et d'observation de l'identification . . . . .	89
3.20	Profil moyen des erreurs d'estimation de la trajectoire virtuelle en position en fonction des fenêtres d'interpolation des splines . . . . .	90
3.21	Coefficient de détermination de la reconstruction du différentiel de position à partir des paramètres identifiés . . . . .	91
3.22	Erreurs relatives des paramètres estimés après le tri sur le coefficient de détermination, en fonction des fenêtres d'interpolation des splines et d'observation de l'identification . . . . .	92
3.23	Profils des erreurs d'estimation de trajectoire en force, en fonction des fenêtres d'optimisation avant et après le masque . . . . .	94
3.24	Erreurs relatives des paramètres estimés en fonction des fenêtres d'optimisation utilisées pour la trajectoire en force . . . . .	94
4.1	Banc expérimental au cours d'une expérience . . . . .	100
4.2	Trajectoire normalisée . . . . .	102
4.3	ANOVA : Effets des perturbations sur l'erreur moyenne de rebond . . . . .	105
4.4	Diagramme en boîte de la distribution des amplitudes de rebond en fonction des positions verticales cibles . . . . .	106
4.5	ANOVA : Effets de la hauteur cible sur l'écart type des erreurs de rebond . . . . .	106
4.6	Partitionnement des participants en fonction des critères de répétabilité et de précision . . . . .	107

4.7	ANOVA : Effets des essais et des performances sur l'écart type des erreurs de rebond . . . . .	108
4.8	Trajectoires normalisées en fonction du niveau de performances . . . . .	109
4.9	Diagramme en boîte des paramètres en impédance estimés en fonction des hauteurs cibles . . . . .	110
4.10	ANOVA : Effets de la phase sur les paramètres en impédance cartésienne apparente . . . . .	111
4.11	Diagramme de Bode du comportement en admittance du modèle de bras humain	116
5.1	Schéma bloc d'un robot en interaction avec un environnement incertain (S. P. Buerger et N. Hogan 2006) . . . . .	121
5.2	Schéma bloc du théorème du petit gain (K. Zhou et al. 1995) . . . . .	122
5.3	Diagramme de Bode du modèle linéaire du robot contrôlé en admittance cartésienne, pour une sortie en vitesse . . . . .	124
5.4	Diagramme de Bode du modèle linéaire du robot contrôlé en admittance cartésienne, pour une sortie en position . . . . .	125
5.5	Schéma bloc du couplage du robot contrôlé en admittance avec l'interaction avec un environnement . . . . .	126
5.6	Comportement en impédance de l'environnement (vitesse/force), avec ou sans filtrage . . . . .	128
5.7	Diagramme de Black-Nichols de la fonction de transfert du système en boucle ouverte . . . . .	129
5.8	Diagramme de Bode de la fonction de transfert en boucle ouverte sur l'axe $\vec{z}$ , en fonction de la raideur apparente de l'environnement . . . . .	130
5.9	Diagramme de Bode de la fonction de transfert en boucle fermée en fonction de la raideur apparente de l'environnement . . . . .	132
5.10	Marge de module et cartographie des pôles et zéros du système en fonction de la raideur de l'environnement . . . . .	133
5.11	Reproduction théorique de la cartographie expérimentale de stabilité du robot contrôlé en admittance . . . . .	134
5.12	Analyse fréquentielle du couplage du robot avec l'environnement en fonction du gain intégral du correcteur en admittance . . . . .	135
5.13	Diagramme de Bode de la chaîne directe pour différents gains de l'action intégrale du correcteur en admittance . . . . .	136
5.14	Analyse fréquentielle du couplage du robot avec l'environnement en fonction du gain proportionnel du correcteur en admittance . . . . .	137
5.15	Comparaison de trajectoires en fonction du réglage du correcteur en admittance	139
B.1	Exemple d'une représentation elliptique d'une raideur bidimensionnelle . . .	149
C.1	Modèle simplifié du robot avec 3 articulations actionnées et 3 degrés de liberté	151
E.1	Variations des termes matriciels des effets de couplage . . . . .	159
E.2	Schéma bloc d'un contrôle en admittance avec un guide virtuel . . . . .	160

Table des figures

G.1 Schéma de contrôle cascade proposé par les pilotes moteurs implantés sur le robot . . . . . 163

G.2 Réponse en couple à un échelon de la quatrième articulation . . . . . 164

G.3 Réponse en vitesse angulaire de la quatrième articulation . . . . . 165

K.1 Représentations graphiques d'une analyse de variance . . . . . 177

# Liste des tableaux

1.1	Résultats de l'expérience de M. S. Erden et A. Billard (2015b) pour l'expertise	31
1.2	Résultats de l'expérience de M. S. Erden et A. Billard (2015b) pour la direction	31
1.3	Paramètres d'impédance cartésienne du bras humain estimés dans la littérature	33
3.1	Limites et conditions initiales des paramètres de la somme de sinusoides, pour la résolution de l'optimisation	82
3.2	Comparaison de la racine des erreurs quadratiques moyennes des deux méthodes les plus prometteuses pour la force.	83
3.3	Valeurs typiques des paramètres du modèle en impédance discrétisé	85
3.4	Gammes de paramètres du modèle KBM simulés	92
4.1	Intervalles de confiance moyens des paramètres estimés en fonction de la phase cyclique	115
4.2	Paramètres moyens estimés en fonction de la phase cyclique	115
5.1	Paramètres utilisés pour le modèle en impédance	127
5.2	Force minimale nécessaire pour la tâche, en fonction de la raideur de l'environnement	131
5.3	Paramètres estimés pour l'utilisateur ayant réalisé la cartographie de stabilité du contrôle en admittance	133
5.4	Réglages théoriques du correcteur en admittance	138
C.1	Conversion entre la convention utilisée, et la convention réelle des angles articulaires du youBot arm de KUKA <sup>TM</sup>	152
C.2	Paramètres de Denavit-Hartenberg, dans la convention de W. Khalil et J. Kleinfinger (1986)	152
G.1	Valeurs implémentées dans les pilotes moteurs à travers le paquet ROS dédié au youBot.	165



# Introduction

*« La science d’aujourd’hui détruit l’ignorance d’hier et elle fera figure d’ignorance au regard de la science de demain. Dans le cœur des hommes il y a un élan vers autre chose dont la clé secrète est ailleurs. »*

– J. d’Ormesson (2010), *C’est une chose étrange à la fin que le monde*

C’est bien souvent en observant son environnement, et en trouvant ses muses dans la nature que l’esprit humain trouve l’inspiration. Ainsi Sénèque disait « *omnis ars naturae imitatio est* »<sup>1</sup> (J. Baillard 1914, Lettre LXV), repris plus d’un millénaire après par la dessinatrice Catherine Meurisse, « *la peinture ce n’est pas copier la nature mais c’est apprendre à travailler comme elle* ». Ainsi, ces deux citations reflètent les deux approches différentes que sont le bio-mimétisme et la bio-inspiration. La première étant souvent associée à la recherche d’une compréhension ou de la pure reproduction d’un phénomène, et la seconde plutôt de la recherche d’une même finalité, pour améliorer des équipements parfois trop éloignés de ce que la nature offre (*e.g.* machines tournantes).

Cette ambition mimétique est assez bien incarnée par certains chercheurs japonais, comme Hiroshi Ishiguro du laboratoire de robotique intelligente de l’université d’Osaka, qui a dirigé des équipes pour développer et concevoir des robots dont l’apparence et les mimiques s’approchent autant que possible d’humains (T. Gonzalez 2020). La démarche est ici presque artistique, même si le chercheur avance une volonté de faire progresser la compréhension des interactions sociales humaines et de manière plus générale les sciences cognitives. Il reste que ces robots sont incapables d’évoluer de manière autonome dans des environnements humains.

Le système neuro-musculo-squelettique (SNMS) humain est en effet d’une telle complexité qu’il limite les approches mimétiques. La compréhension des performances de la motricité humaine est d’ailleurs l’un des axes d’étude sur lequel se positionne l’unité de recherche CIAMS<sup>2</sup> de l’université Paris Saclay. Car malgré le chantier immense que représente le SNMS, il n’en reste pas moins une grande source d’inspiration, notamment pour la robotique. Les différences entre la biologie humaine et l’électro-mécanique de la robotique poussent plutôt à essayer d’approcher les performances humaines en s’inspirant de leurs stratégies variées.

En effet, les robots de plus en plus présents dans les environnements anthropisés doivent interagir avec des outils pensés pour l’Homme, mais aussi avec des êtres humains. Dans ce contexte, une meilleure compréhension des mouvements humains est essentielle pour ces interactions. Par ailleurs, les capacités dextres humaines ainsi que la perception de l’environnement restent aujourd’hui un grand défi pour la robotique. Ces défis se placent aussi

---

<sup>1</sup>Littéralement « Tout art est une imitation de la nature »

<sup>2</sup>Complexité, Innovation, Activités Motrices et Sportives



bien sur le plan mécanique avec les différences entre les complexes musculo-squelettiques et les actionneurs robotisés que sur le plan de l'automatique avec le contrôle neural face aux lois de commande en robotique. C'est sur ce second axe que se positionnent certains chercheurs du L2S<sup>3</sup>.

La modélisation du membre supérieur contribue d'une part à la compréhension du mouvement humain et à son analyse à l'aide d'outils de l'automatique, et d'autre part au développement de stratégies de commande bio-inspirées innovantes pour des systèmes robotiques anthropomorphes en interaction avec l'environnement, pour des applications en co-manipulation et assistance robotique. G. Avrin (2017), lors d'une précédente collaboration du CIAMS et du L2S, a proposé un modèle comportemental innovant fondé sur un oscillateur neuronal bio-inspiré, capable de reproduire des motifs de comportement humain, dans le cadre d'une tâche de jonglerie (ou dite de « balle rebondissante »), classiquement étudiée en science du mouvement humain (A. de Rugy et al. 2003 ; K. Wei et al. 2008 ; R. Ronsse et D. Sternad 2010 ; M. M. Ankarali et al. 2014). Il s'agit en effet d'une tâche à la fois simple dans sa mise en place, mais qui se révèle aussi complexe dans sa réalisation, puisqu'en l'absence de contrôle adéquat, des régimes chaotiques peuvent être atteints.

Dans la perspective d'un transfert des modèles de comportement ainsi mis en évidence vers des applications robotiques réalistes en interaction dynamique avec des environnements physiques, le modèle développé doit être complété par des stratégies du contrôle des efforts employés pour réaliser le mouvement. Par ailleurs, comprendre comment les propriétés dynamiques du bras sont régulées au cours du mouvement pour préparer des phases d'impact ou de contact (T. Tsuji et Y. Tanaka 2008) est également un enjeu dans le champ des sciences du mouvement humain. Des mesures d'impédance mécanique pourraient permettre d'éclaircir cet aspect et la transposition des connaissances acquises pour proposer une structure de commande innovante pour la robotique.

C'est donc en s'inscrivant dans ces objectifs qu'un banc expérimental a été mis en place avec deux motivations. D'une part, ces travaux se sont intéressés aux contrôles robotisés en interaction physique pour permettre à un utilisateur humain de manipuler intuitivement un robot au cours d'une tâche nécessitant des mouvements dynamiques. D'autre part, ils ont permis de mener à bien des estimations d'impédance durant une interaction avec un robot, pendant la réalisation de la tâche de jonglerie. Ainsi, dans la continuité des travaux de G. Avrin et al. (2018), qui s'est focalisé sur le contrôle visio-moteur humain lors de cette tâche rythmique, des interactions ponctuelles avec la balle ont été ajoutées en implémentant des retours haptiques, pour simuler le côté hybride de la tâche.

Ainsi, l'étude du comportement en impédance de l'humain lors d'une tâche de jonglerie a notamment pour objectifs de mieux comprendre le rôle des propriétés viscoélastiques humaines lors d'une tâche rythmique, mais aussi de s'intéresser aux éventuelles variations de ces propriétés entre participants, et au cours des cycles.

Cette thèse se positionne donc autour de trois questions scientifiques principales :

1. Comment estimer l'impédance mécanique humaine au cours d'une tâche dynamique pluri-articulaire ?
2. Comment qualifier le comportement humain en impédance cartésienne, en interaction

---

<sup>3</sup>Laboratoire des Signaux et Systèmes

avec un robot ?

### 3. Comment améliorer les performances de la commande robotique interactive ?

Les travaux de recherche de cette thèse sont retranscrits dans ce manuscrit qui se découpe en cinq chapitres. Le chapitre 1 présente le contexte de la robotique industrielle et de service en se focalisant sur les défis qui se posent aujourd’hui pour les interactions physiques et les partages de zones de travail avec des humains. Pour mieux maîtriser et qualifier les interactions physiques avec des humains, une revue de la littérature de la modélisation du comportement viscoélastique des membres humains, et plus précisément du membre supérieur est livrée. Le concept clé d’impédance mécanique, qui permet de manière très simple de reproduire des comportements humains, est alors introduit. Il faut bien le différencier de l’appellation de contrôle en impédance, aussi abordé dans cette thèse, qui consiste notamment à simuler un comportement en impédance mécanique pour un robot.

Le chapitre 2 délivre une courte revue de la littérature concernant les différents types de lois de commande en impédance qui permettent aux robots d’interagir avec leur environnement en contrôlant indirectement la force et la position par la simulation de comportements viscoélastiques. L’utilisation d’actionneurs innovants permettant de conférer des dynamiques élastiques aux articulations des robots est aussi abordée. Le contrôle mis en place pour le banc expérimental conçu est ensuite détaillé, avec les différents outils de l’automatique utilisés et les méthodes de réglage des différents contrôleurs impliqués. C’est grâce à ce banc que la manipulation avec le robot devient suffisamment intuitive pour réaliser la tâche de jonglerie dans un environnement simulé.

Un rapide panorama des différentes techniques et méthodes permettant d’estimer les propriétés viscoélastiques est élaboré au chapitre 3, avec une attention focalisée sur l’identification des paramètres en impédance cartésienne. Les aspects concernant les méthodes de perturbation ainsi que d’identification sont abordés pour présenter leurs avantages et limites. Les méthodes proposées dans le cadre de cette thèse sont ensuite explicitées, avec un effort particulier placé sur les estimations de trajectoires en force et position nécessaires pour les identifications d’impédance dans le cadre de tâches dynamiques. La méthode d’identification proposée est finalement évaluée dans des simulations impliquant des signaux expérimentaux. Cette partie méthodologique permet ainsi de proposer un cadre pour l’estimation d’impédance cartésienne au cours d’une tâche en mouvement.

Le cadre expérimental est enfin présenté dans le chapitre 4. Le matériel, les protocoles, la cohorte recrutée, ainsi que les hypothèses sont donnés dans une première partie afin de bien comprendre la méthodologie expérimentale utilisée. Puis dans une seconde partie, les données obtenues sont exploitées à l’aide de la méthodologie présentée dans le chapitre précédent, et les résultats sont présentés grâce à des outils statistiques classiques. Les différentes sources de variabilités potentielles sont analysées aussi bien pour les performances de la tâche que pour les données biomécaniques, et sont ensuite discutées en fonction de leur significativité.

Afin de compléter les études conduites, et tracer un trait d’union entre la commande interactive robotisée proposée, et les estimations biomécaniques conduites pour le membre supérieur de participants humains, une analyse de stabilité et de robustesse est conduite avec un modèle linéarisé du couplage entre le robot et un modèle en impédance dans le chapitre 5. La modélisation dynamique du robot est détaillée, afin que les limites de cette analyse soient claires. Le compromis entre stabilité et transparence mécanique du robot est sondé en utilisant

## Introduction

les résultats expérimentaux du chapitre 4, afin de mieux comprendre comment améliorer les performances d'une commande robotique interactive.

# Chapitre 1

## Contexte

### Sommaire

---

<b>1.1</b>	<b>Vers une robotique collaborative . . . . .</b>	<b>6</b>
1.1.1	L'émergence de la robotique collaborative et ses enjeux . . . . .	6
1.1.1.a	Genèse de la robotique . . . . .	6
1.1.1.b	Vers une collaboration humain-robot . . . . .	8
1.1.2	Vers quels types de collaboration? . . . . .	9
1.1.2.a	Les environnements collaboratifs . . . . .	9
1.1.2.b	Les modalités de collaboration . . . . .	10
1.1.2.c	Les interactions haptiques . . . . .	12
1.1.2.d	Notion d'impédance mécanique . . . . .	13
1.1.3	Les lois de commande robotique lors d'interactions physiques . . .	14
<b>1.2</b>	<b>Modéliser le comportement humain . . . . .</b>	<b>15</b>
1.2.1	Rappels sur la biologie du corps humain . . . . .	15
1.2.1.a	Le Complexe Musculo-Squelettique . . . . .	15
1.2.1.b	Le Système Nerveux Central . . . . .	17
1.2.2	Modéliser le comportement humain en interaction physique grâce à l'impédance mécanique . . . . .	19
1.2.2.a	Modulation des propriétés visco-élastiques articulaires . .	20
1.2.2.b	Modélisation de l'impédance mécanique du membre supérieur chez l'humain . . . . .	22
<b>1.3</b>	<b>Problématiques et contributions . . . . .</b>	<b>35</b>
1.3.1	Complexité de l'estimation d'impédance lors de tâches dynamiques	35
1.3.2	Influence de l'impédance sur une tâche hybride . . . . .	36
1.3.3	Stabilité des interactions physiques humain-robot . . . . .	37

---

Ce chapitre présente des revues de la littérature concernant la robotique collaborative, notamment lors d'interactions physiques, avant d'introduire et de présenter la modélisation du comportement humain grâce à l'impédance mécanique.

## 1.1 Vers une robotique collaborative

### 1.1.1 L'émergence de la robotique collaborative et ses enjeux

#### 1.1.1.a Genèse de la robotique

Les robots peuvent se définir techniquement comme des ensembles mécatroniques physiques, capables de percevoir leur environnement au moyen de *capteurs*, et de prendre des décisions avec différents niveaux d'autonomie grâce à des *algorithmes* et outils de l'automatique pour enfin agir à travers des *actionneurs*. On remarquera que si cette manière large de qualifier les robots permet à la fois d'inclure des véhicules, des bras articulés, des automates, des exosquelettes, des androïdes et même les répliquants de P. K. Dick (1968), elle ne prend pas en compte les simulations et robots virtuels tant qu'ils n'opèrent pas sur le monde physique - contrairement à Skynet (*The Terminator* 1984).

Suivant cette définition, on peut trouver des traces de proto-robots dès l'antiquité à travers les mythes du golem, créature d'argile du folklore hébraïque, et dans la mythologie grecque avec l'histoire de Galatée, statue d'ivoire devenant femme, transcrite au I<sup>er</sup> siècle dans les Métamorphoses d'Ovide. Si dans ces deux exemples, c'est une divinité qui insuffle la vie, au XIX<sup>ème</sup> siècle, dans le roman épistolaire de M. Shelley (1818), c'est bien un homme, Victor Frankenstein qui apporte l'étincelle à sa création.

Si on s'éloigne de la littérature, les premiers enjeux techniques liés à la robotique ont été principalement dirigés vers la mécanique, comme on peut le voir avec les *automates* créés par des inventeurs du XII<sup>ème</sup> siècle comme Al-Jazari (M. Ceccarelli 2009) puis en France au XVIII<sup>ème</sup> siècle par Jacques de Vaucanson. Il faudra toutefois attendre la seconde moitié du XX<sup>ème</sup> siècle, pour voir apparaître les premiers robots dans des contextes industriels, avec Unimation, la première compagnie à concevoir et proposer des robots articulés motorisés (J. G. C. Devol 1961).

Ces machines autonomes s'avèrent effectivement très performantes pour les tâches répétitives qui parsèment les lignes de production, autrefois occupées par des humains, dépeintes avec un humour satirique dans *Modern Times* (1936) de C. Chaplin. C'est ainsi que les années 1970 voient l'installation de bras articulés émerger dans le monde, notamment pour l'industrie automobile (N. Lazard 1992). Ces robots se démocratisent ensuite à d'autres secteurs où leur rapidité et précision permettent, dans des environnements contrôlés, d'automatiser entièrement ou partiellement la production de produits manufacturés. Les installations annuelles de robots industriels passent ainsi de 97 000 à 373 000 unités de 2004 à 2019 dans le monde, comme le montre la figure 1.1.

Ces robots industriels qui évoluent dans des cellules fermées pour protéger les opérateurs humains, peuvent s'avérer dangereux (B. S. Dhillon 1991, Chapitre 4). Une recherche sur la base de données de l'*Occupational Safety and Health Administration* (OSHA<sup>1</sup>), avec le mot clé « robot », informe de 13 cas de fatalités humaines entre 2003 et 2019, dont huit cas où le robot semble explicitement responsable du décès (OSHA 2021). Ces accidents bien que préoccupants sont à relativiser par rapport à l'ensemble des accidents du travail. Ainsi, (R. Gihleb et al. 2020) indiquent que les robots industriels entraînent une chute significative des accidents

---

<sup>1</sup>Agence gouvernementale fédérale étasunienne pour la prévention des blessures, maladies et décès dans le cadre du travail.

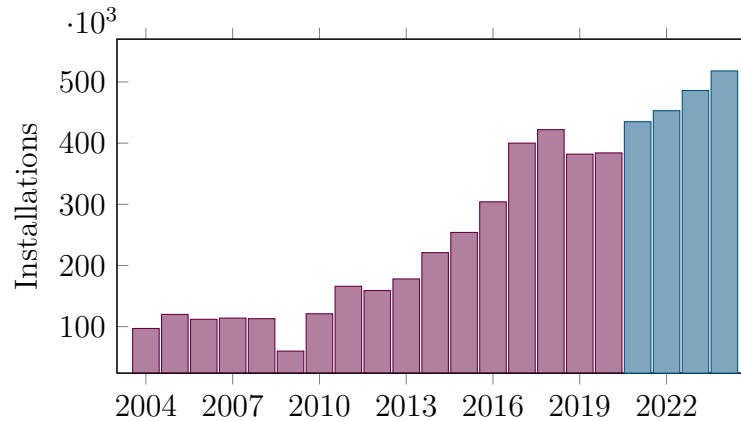
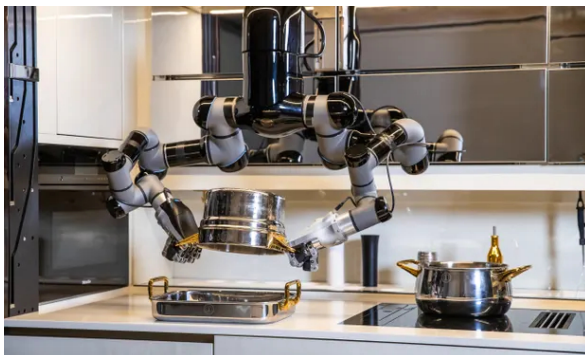


FIG. 1.1 : Étude conduite par International Federation of Robotics (2021), concernant le nombre d’installations annuelles de robots industriels dans le monde (Prévisions en bleu)

professionnels. Une réduction de 28 % des blessures dans les entreprises manufacturières entre 2005 et 2011, aux Etats-Unis d’Amérique et en Allemagne, serait ainsi liée à l’augmentation des équipements robotisés.

Pourtant, si les robots peuvent surpasser l’humain dans des cadres particuliers, la versatilité des organismes biologiques semble encore un pas de géant pour les machines artificielles. Ainsi, pour que les robots puissent évoluer dans des environnements non maîtrisés, qui regroupent dans les faits la plupart des environnements existants, il leur faut tendre vers la capacité d’adaptation du vivant. A ce jour, si la cuisine reste une activité à la portée de n’importe quel être humain - ou du moins de la plupart -, l’environnement offert par les fourneaux reste plutôt hostile aux robots. Malgré l’existence de projets concernant des robots chefs, un robot cuisinier se résume plutôt à l’habile mariage d’un autocuiseur et d’un mixeur alors que cette thèse est écrite (figure 1.2).



(a) Cuisine robotisée par Moley Robotics, Photographie : Bircan Tulga/Black Edge Productions



(b) Robot cuisinier Thermomix par Vorwerk

FIG. 1.2 : Robots dans des environnements humains

L’ensemble des qualifications humaines est encore loin d’être totalement remplacé par des machines (notamment pour les manipulations dextres), ce qui pose la question des interactions entre humains et robots, que ce soit dans des contextes industriels, ou en dehors des usines.





FIG. 1.3 : Guidage manuel d'un robot collaboratif permettant d'apporter une assistance physique à l'opérateur, © Gael Kerbaol INRS 2014

#### 1.1.1.b Vers une collaboration humain-robot

C'est notamment pour répondre à cette problématique que le concept de robot collaboratif, raccourci en cobot, s'est dégagé. Défini par M. Peshkin et J. E. Colgate (1999), les cobots sont des robots conçus pour réaliser des interactions directes avec des opérateurs humains, avec des charges partagées<sup>2</sup>, ou dans des espaces de travail partagés. C'est donc l'application qui permet d'affirmer qu'il s'agit d'un cobot, or pour atteindre cette collaboration le robot devra répondre à plusieurs enjeux.

En effet, pour éviter des dommages collatéraux et éviter de transformer le robot en Roy Batty de P. K. Dick (1968) ou Ava de A. Garland (*Ex Machina* 2015), la conception du robot doit être pensée pour la sécurité des opérateurs. Cette compatibilité à évoluer à proximité d'humains peut être prévue d'une part dès la conception du robot, à travers : i) des actionneurs spécifiques, comme ceux à impédance variable qui sont présentés plus loin, ii) des capteurs dédiés, permettant par exemple de détecter des contacts sur des zones spécifiques (qu'ils soient embarqués ou non sur le robot) ; ou d'autre part lors de sa programmation grâce à des stratégies de commandes particulières, prenant en compte la présence d'un humain dans la boucle de contrôle, transformant ainsi un robot classique en un robot collaboratif. C'est la combinaison de ces méthodes qui permet de maximiser la fiabilité des interactions.

Un robot collaboratif peut alors apporter de l'assistance lors de tâches sur des objets à géométries variables nécessitant la manipulation d'équipements lourds, pouvant entraîner des troubles musculosquelettiques. Comme on peut le constater sur la figure 1.3, un opérateur humain guide un bras robotisé équipé d'un effecteur dédié. Ainsi pendant le meulage de pièces à morphologies variées, l'opérateur apporte son savoir-faire de meuleur difficile à programmer pour un robot autonome. Toutefois, il est important de noter que dans le cas de ce cobot utilisé

<sup>2</sup> « Collaborative robots 'cobots' are intended for direct interaction with a human worker, handling a shared payload », (M. Peshkin et J. E. Colgate 1999)

par la fonderie Ferry Capitain, le but n'est pas d'améliorer les performances des meuleurs, mais de les soulager de la charge des meules qui pèsent jusqu'à 5kg (C. Ravallec 2015).

Dans un champ d'application aux antipodes d'un contexte industriel, le Dr. P. Gorphe de l'institut Gustave Roussy a coordonné le projet TORS pour l'évaluation de la faisabilité d'interventions peu invasives pour les opérations Oto-Rhino-Laryngologiques (ORL). Ainsi, en couplant l'utilisation du robot chirurgical, le Da Vinci Xi et une endoscopie, les chirurgiens de l'institut ont pu enlever une tumeur logée dans le rhinopharynx d'un jeune patient (C. Parisel 2018). Cette opération qui est une première européenne en 2018, évite de conduire une intervention risquée aux séquelles lourdes pour le patient (ouverture du palais pour accéder au pharynx). Durant l'opération le médecin téléopère le robot à l'aide d'une interface qui permet de manipuler le robot chirurgical avec une assistance filtrant les vibrations, pouvant démultiplier la précision des mouvements grâce à des facteurs d'échelle, et permettant d'accéder, comme dans cet exemple, à des zones presque inatteignables précédemment. Il est important de noter toutefois, que malgré les récents développements (A. Abiri et al. 2019), aucun retour d'effort et donc aucune sensation haptique n'est permise avec le robot actuel.

### 1.1.2 Vers quels types de collaboration ?

Deux exemples très différents d'environnements ont été fournis en exemple, celui d'un univers hospitalier, et celui d'un espace manufacturier. Quels sont donc les contextes propices à la collaboration entre humains et robots et comment ces interactions ont-elles lieu ?

#### 1.1.2.a Les environnements collaboratifs

Comme déjà avancé, la faiblesse des robots réside dans leur manque de résilience, ou même pourrait-on dire d'intelligence, si on utilise ce mot galvaudé et aux définitions multiples (CNRTL 2012b), comme la capacité à s'adapter à des situations inédites. Dès lors qu'on sort d'environnements totalement maîtrisés, on pourrait bien considérer que ce n'est plus l'Homme, mais le robot qui a besoin d'assistance.

“  
*On racontait des blagues sans arrêt. En voilà une : on envoie un robot américain sur le toit. Il fonctionne cinq minutes. On envoie un robot japonais. Il fonctionne cinq minutes. On envoie un robot russe. Il fonctionne pendant deux heures.*  
”

Dans ***La supplication*** : *Tchernobyl, chroniques du monde après l'apocalypse* (S. Alexievitch 2014), traduction de G. Ackerman et P. Lorrain.

Dans des environnements accidentés, que ce soit pour des missions de secours ou d'exploration, la présence de robots peut être préférable à celle d'humains. Dans ces cas, l'humain peut guider à distance le robot, qui peut par la suite être amené à entrer en contact avec des victimes de catastrophes variées. Dans ce cas, on voit que les interactions entre le robot et les humains peuvent être de natures différentes, on peut ainsi lister dans ce seul cas i) la téléopération ou télémanipulation, avec le guidage du robot, ii) les déplacements en présence d'humains, iii) le contact physique direct ou indirect avec des humains.



Fort heureusement, les évènements conduisant au besoin de tels robots ne sont pas monnaie courante, et le développement de la robotique collaborative se dirige aussi vers des applications proches de celles décrites dans les exemples précédemment cités. C'est pour ce type d'environnements mieux maîtrisés que E. Helms et al. (2002) définissent plusieurs scénarios dans le cadre d'interactions physiques à l'invasivité croissante selon trois critères qui sont la zone de travail, la pièce de travail et le processus :

1. la *coexistence*, qui se définit par le travail du robot en présence d'opérateurs humains, pour des tâches indépendantes, mais sans la séparation physique par des cages pour la cellule robotisée. L'espace de travail est donc partagé, mais les outils et pièces de travail ne sont pas communs (figure 1.4a).
2. la *coopération par alternance*, qui vient ajouter la possibilité de travailler sur des pièces identiques séquentiellement, et donc de manière espacée dans le temps. On peut penser à un robot faisant du « *pick and place* » pour positionner un objet lourd, puis à l'opérateur réalisant sa tâche une fois l'objet positionné et le robot en retrait (la pièce de travail est partagée mais le processus est séparé dans le temps (figure 1.4b)).
3. la *coopération simultanée*, qui retire le besoin d'être séquentiel, ainsi l'objet peut être manipulé en même temps par le robot et l'opérateur, ce qui constitue un contact indirect entre les deux agents, à travers l'objet manipulé. Le robot peut par exemple positionner une pièce massive en la soulevant, pour rendre accessible une zone particulière de l'objet pour l'opérateur. Le processus n'est alors plus que séparé dans l'espace (figure 1.4c).
4. l'*assistance physique*, qui voit les deux agents travailler ensemble sur un même objet. On peut alors distinguer deux configurations comme le fait le Ministère du travail (2017), en fonction de si le système d'assistance physique est guidé par l'opérateur, où s'il est fixé à l'opérateur, comme le serait un exosquelette (l'ensemble des critères sont communs (figure 1.4d)).

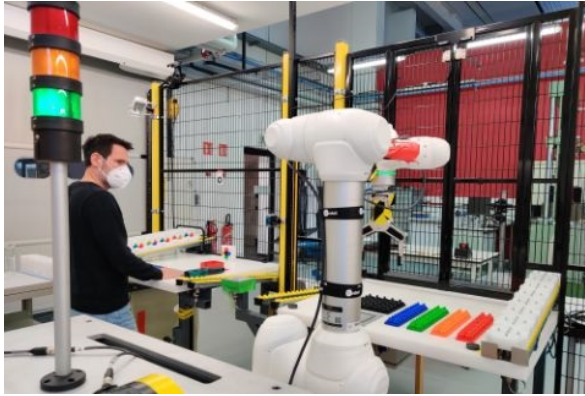
### 1.1.2.b Les modalités de collaboration

Dans une revue de la littérature concernant les interactions entre humains et robots (HRI, « *Human-Robot interaction* »), M. A. Goodrich et A. C. Schultz (2008) découpent les interactions possibles en deux catégories :

1. les interactions à *distance*, où le robot et l'humain sont séparés physiquement voire temporellement, comme c'est le cas des rovers envoyés sur la Lune ou Mars,
2. les interactions de *proximité*, où les barrières physiques n'existent plus.

Au sein de ces catégories, on peut encore faire la distinction entre plusieurs types d'interactions :

- a) les interactions *physiques* (pHRI, « *physical Human-Robot interaction* »), où le robot entre en contact matériel avec un ou plusieurs humains,



(a) Coexistence, © INRS 2021



(b) Collaboration par alternance, © Patrick Delapierre INRS



(c) Collaboration simultanée, © Fabrice Dimier INRS 2017



(d) Assistance physique, © Fabrice Dimier INRS 2017

FIG. 1.4 : Exemples pour les quatre scénarios décrits par E. Helms et al. 2002.

- b) les interactions *sociales*, avec les travaux d'abord en psychologie (G. V. N. Dearborn 1909) puis en sciences cognitives<sup>3</sup> concernant la *théorie de l'esprit*<sup>4</sup> (S. Baron-Cohen 2000) qui ont été transposés pour la robotique (B. Scassellati 2002).

Il existe toutefois des passerelles entre ces différentes catégories qui ne sont pas hermétiques. On pourra en effet citer les travaux concernant la communication d'émotions, ou l'amélioration des interactions sociales à travers des interfaces tactiles ou kinesthésiques (J. N. Bailenson et al. 2007 ; D. Tsetserukou et al. 2009 ; M. Teyssier et al. 2020), où interactions physiques et sociales sont donc combinées.

Une autre manière de classer les interactions entre agents, serait de regarder les médias ou canaux sensoriels utilisés (A. Ajoudani et al. 2018). En effet, pour transmettre de l'information à un humain, il faut faire appel à ses différents sens, dont le plus commun en vue de communiquer est l'audition. Toutefois, la communication ne se limite pas à l'utilisation de ce seul sens, et les interactions sociales humaines sont enrichies par la vue, le toucher, et

<sup>3</sup> Champ pluridisciplinaire regroupant psychologie, philosophie, linguistique, neurosciences et anthropologie

<sup>4</sup> « La théorie de l'esprit correspond à la capacité à inférer des états mentaux à autrui, comme des croyances, des désirs, ou des intentions. » (C. Duval et al. 2011)

l’odorat (C. Cherry 1978, Chapitre 1). Ces différents sens ont des caractéristiques qui leurs sont propres, que ce soit au niveau des temps de réaction (A. H. S. Chan et A. W. Y. Ng 2012; A. Jain et al. 2015), des débits d’information (H. M. Kondo et al. 2017), etc.

### 1.1.2.c Les interactions haptiques

Ces travaux se concentrent sur les interactions physiques, où la collaboration se situe dans le cadre du scénario 4 (figure 1.4d). Ces interactions haptiques peuvent se manifester sous différentes formes, avec des intérêts disparates.

Ainsi, lors de la télémanipulation d’un robot « esclave », informer le manipulateur sur les forces qui s’exercent sur le robot peut être une information cruciale ; comme évoqué pour la chirurgie robotisée. On parle dans ce cas de *retour de force*, qui permettent d’améliorer la *transparence*<sup>5</sup> du robot en récréant la sensation de l’effort exercé lors d’un contact physique. Le chirurgien aurait alors la sensation d’être en contact direct avec les organes du patient (C. Pacchierotti et al. 2014). Cependant, la transparence parfaite, c’est-à-dire sans délai, avec une transmission sans erreur de force et des propriétés d’impédance équivalentes, pose des problématiques de stabilité (N. Enayati et al. 2016). Un autre point important concerne le capteur de force, dont le positionnement est critique. En effet, plus le capteur est éloigné de l’embout de l’effecteur final, plus sa précision risque d’être dégradée (S. Eppinger et W. Seering 1986 ; M. I. Tiwana et al. 2012).

La perception des efforts est toutefois différente du sens du toucher *stricto sensu*, c’est ce qui amène à introduire les *retours tactiles*. Ces derniers permettent de transmettre des sensations comme la rugosité, la température, la texture, les vibrations etc, pour enrichir une interaction physique (M. I. Tiwana et al. 2012 ; I. El Rassi et J.-M. El Rassi 2020). Les retours tactiles ont l’avantage de ne pas poser de problématique de stabilité lors du contrôle robotisé, et peuvent être utilisés de manière complémentaire aux retours de force pour enrichir la transparence et balancer le compromis transparence-stabilité (C. Pacchierotti et al. 2015 ; S.-C. Lim et al. 2015).

Les interactions haptiques permettent donc d’étoffer les sensations, elles peuvent aussi assister la force appliquée lors de tâches collaboratives. Lors d’une manipulation avec un robot, l’*amplification des efforts* de l’opérateur permet d’utiliser son expertise, tout en apportant la force de la motorisation, comme décrit dans les travaux de B. Cagneau et al. (2008) et X. Lamy et al. (2010), en utilisant deux capteurs de force positionnés judicieusement aux interfaces entre la poignée et l’outil par exemple.

Il est aussi possible de guider le mouvement de l’utilisateur, pour par exemple le faire évoluer sur un plan, ou empêcher l’effecteur du robot de sortir d’un volume prédéfini en utilisant des *guides et butées virtuels*, comme décrit dans les travaux de S. S. Restrepo et al. (2017). Les contraintes géométriques doivent être préprogrammées, et sont donc sensibles aux changements contextuels de l’environnement. Des travaux cherchent à palier cette limitation en utilisant de la détection d’intentions pour des scénarios prédéfinis (W. Bu et al. 2016). Dans des contextes chirurgicaux où les organes et tissus peuvent bouger, S. A. Bowyer et F. Rodriguez y Baena (2014) ont proposé une méthodologie basée sur des invariants de déformation, pour proposer des guides virtuels dynamiques.

---

<sup>5</sup>Ici la transparence est utilisée suivant la définition de transparence mécanique donnée par V. Alonso et P. de la Puente (2018).

### Aparté : Collaboration et performances

Dans une expérience s'intéressant à l'apprentissage dans le cadre de collaborations haptiques non conscientes (G. Ganesh et al. 2014) ont montré que l'assistance physique (pour la réhabilitation par exemple) permet non seulement d'améliorer les performances comparativement à une pratique solitaire, mais aussi la vitesse d'apprentissage. Pour arriver à ces conclusions, les auteurs ont utilisé 2 manipulandums en binôme pouvant être connectés passivement par une raideur et un amortissement, sans que les participants soient informés de ces liens.

#### 1.1.2.d Notion d'impédance mécanique

L'*impédance*  $H$ , peut se définir pour un système, comme le rapport d'un *potentiel* extensif  $E$  sur un *flux* intensif  $\phi$ . Dit autrement, il s'agit de la capacité d'un système dynamique, d'opposer une force dont l'intensité est proportionnelle à une quantité caractéristique variable dans le temps, lorsqu'il est soumis à un flux de particules en mouvement.

$$E(t) = H(t)\phi(t) \quad (1.1)$$

L'inverse de l'impédance, parfois abusivement désigné par le même mot, se nomme l'*admittance*, comme explicité sur la figure 1.5.

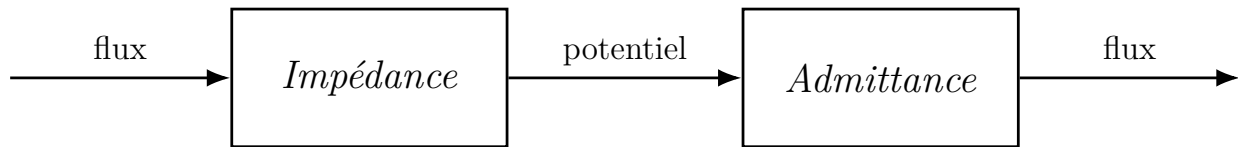


FIG. 1.5 : Schéma bloc représentant la causalité de systèmes physiques en impédance ou admittance.

Le concept d'impédance a été introduit dans un premier temps à la fin du XIX<sup>ème</sup> siècle (CNRTL 2012a), comme une généralisation de la loi d'Ohm au courant alternatif. Ainsi, l'impédance électrique se définit comme la résistance  $Z$  d'un circuit électrique à un flux de courant  $i$  en lui opposant une tension électrique  $U$ . D'où le nom proposé par O. Heaviside de « *impedance* », dérivé du verbe anglais « *impede* » qui peut se traduire par retenir.

$$U(t) = Zi(t) \quad (1.2)$$

Le concept d'impédance s'est ensuite étendu à d'autres grandeurs physiques comme l'acoustique, la thermique et la *mécanique*. L'impédance mécanique  $H$  décrit ainsi la quantité de force  $F$  qu'oppose un système physique lorsqu'il est soumis à une vitesse  $v$ . L'impédance mécanique peut donc être considérée comme une résistance à un mouvement, et à l'inverse, l'admittance mécanique comme la maniabilité, « *compliance* », d'un système physique, c'est-à-dire sa capacité à se déplacer lorsqu'une force lui est appliquée.

$$F(t) = Hv(t) \quad (1.3)$$

Ainsi, par analogie avec l'électricité, dans le cas restreint des systèmes linéaires unidimensionnels, il existe trois éléments passifs pour l'impédance mécanique, qui sont la *masse*, la *raideur* et l'*amortissement* que l'on peut rapprocher respectivement à l'inductance, la capacité et la résistance; et deux éléments actifs, la force et la vitesse qui peuvent être mis en parallèle à la tension et au courant.

Comme c'est le cas pour l'électricité, il est possible d'exprimer l'impédance mécanique dans un plan complexe (H. M. Hondori et L. Shih-Fu 2009), mais cette représentation est assez marginale lorsqu'on parle de l'impédance mécanique chez l'Homme.

### 1.1.3 Les lois de commande robotique lors d'interactions physiques

Comme rappelé par N. Hogan (1985a), lorsqu'un robot interagit avec un environnement, qu'il s'agisse d'un humain ou d'un objet quelconque, un couplage se crée entre les deux systèmes physiques. Ainsi de manière générale lorsque des systèmes physiques interagissent, les flux de puissance instantanée se définissent le long des degrés de liberté concernés, comme le produit de deux grandeurs; l'effort et le flux. Or, aucun des systèmes seuls ne peut imposer ces deux variables simultanément. Dans le cas d'interactions physiques robotisées, on s'intéressera aux forces  $f$  et vitesses  $v$ , comme montré sur la figure 1.6.

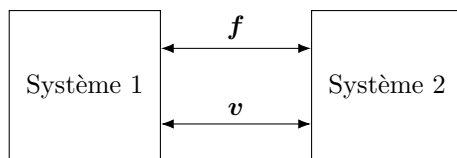


FIG. 1.6 : Exemple de ports d'interaction entre deux systèmes physiques

Il faut toutefois trouver un moyen d'imposer un comportement au robot, pour qu'il puisse à la fois être contrôlé en position et en force. Dans un premier temps, des lois de commandes hybrides ont été proposées en contrôlant, par exemple, la position sur une trajectoire tangente, et la force sur l'axe normal à cette trajectoire (M. H. Raibert et J. J. Craig 1981). Ce type de commandes se prêtent plutôt bien à des tâches industrielles comme la soudure.

Une autre approche consiste à imposer un comportement dynamique à l'interaction des deux systèmes. Ainsi plutôt que d'essayer de contrôler la force et la position du robot, il est possible de fournir une trajectoire à laquelle une dynamique mécanique est imposée. Pour imposer une telle dynamique, il faut toutefois faire une supposition sur la nature de l'environnement, et la causalité des ports d'interaction. De manière générale, on peut faire l'hypothèse qu'un environnement passif génère un mouvement lorsqu'il est soumis à une force (N. Hogan 1985a), il faut donc que le robot lui impose cette force en se comportant comme un système en impédance (N. Hogan 1985b).

Lors d'interactions entre un humain et un robot, la logique peut être inversée en implémentant un contrôle en admittance. Avec une structure proposée par W. S. Newman (1992), il est possible de manipuler un robot par son effecteur final, en rejetant notamment les phénomènes de frictions et en approchant le comportement du robot à celui d'un système masse-amortissement-ressort. Comme expliqué par X. Lamy (2011, Chapitre 3), on peut alors conférer au robot un comportement d'inertie pure, dont la valeur est limitée par des



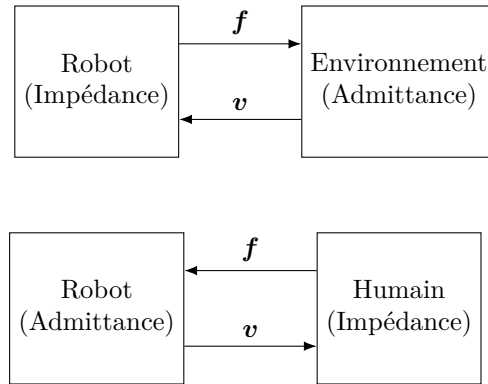


FIG. 1.7 : Ports d'interaction entre un robot et son environnement dans deux configurations différentes.

considérations de stabilité. Manipuler le robot revient alors à déplacer une masse inertielle dans l'espace.

Les contrôles en admittance et impédance sont complémentaires dans leur approche, notamment dans leurs forces et faiblesses. En effet, les performances d'un contrôleur en impédance se dégradent lorsque l'environnement devient souple, notamment en terme de précision, alors que celles d'un contrôleur en admittance sont excellentes avec ce type d'environnement (T. Valency et M. Zacksenhouse 2003). Inversement, lorsque l'environnement est rigide, des instabilités peuvent survenir avec le contrôleur en admittance. Certains auteurs ont donc proposé des méthodes pour essayer d'unifier ces deux approches (C. Ott et al. 2010).

De ce fait, pour optimiser la balance performance - en terme de transparence ou de précision selon le contrôle - robustesse, il faudrait s'intéresser à la modélisation des interactions et donc à l'amélioration de la connaissance des environnements étudiés. Dans le cadre d'interactions impliquant l'humain, des modèles permettant de qualifier les interactions physiques humains - robots sont étudiés, ce qui peut aussi permettre à terme de reproduire des performances humaines, dont la versatilité a déjà été évoquée.

## 1.2 Modéliser le comportement humain

Dans un premier temps, quelques rappels sur la biologie humaine sont introduits pour présenter une partie de la complexité des ensembles neuro-musculo-squelettiques. Puis, dans un second temps, la modélisation des propriétés biomécaniques des membres humains grâce à l'impédance mécanique est détaillée.

### 1.2.1 Rappels sur la biologie du corps humain

#### 1.2.1.a Le Complexe Musculo-Squelettique

Le complexe musculo-squelettique (CMS) est un système complexe regroupant les différents organes permettant le maintien de postures ainsi que l'exécution de mouvements. Il se compose donc de l'ensemble des os qui forment le squelette, des articulations et cartilages, des muscles, tendons et ligaments et d'autres tissus permettant notamment le maintien des organes.

La dénomination de *muscle* désigne ici spécifiquement une sous-catégorie de muscles, appelés muscles squelettiques qui permettent la réalisation de mouvements volontaires, par opposition aux muscles lisses que l'on trouve typiquement sur des organes comme l'estomac ou les intestins, qui ne sont pas contrôlés volontairement. Ces muscles représentent généralement 75 % de la masse de l'ensemble des muscles, soit 40 % de la masse molle non grasse du corps humain, c'est-à-dire moins de 30 % de la masse totale (F. Buckinx et al. 2018).

Les muscles se composent notamment de longues cellules regroupées en faisceaux, les fibres musculaires ou myocytes, qui sont capables de *contractions* lorsqu'elles sont stimulées. Ces fibres enveloppées dans une membrane, l'epimysium, sont fixées aux os grâce à des tissus d'insertion comme les tendons, permettant des points d'ancrage sur les os. Comme le montre la figure 1.8, lorsque les fibres musculaires d'un muscle se contractent, elles exercent une force sur les points d'ancrage qui permet aux articulations de se mouvoir grâce au couple généré. Pour une description plus exhaustive des muscles squelettiques, on pourra se référer à T. A. McMahon (1984, Chapitre 1), J. Tresilian (2013, Chapitre 2) ou K. Nishikawa et al. (2007) pour ne citer que trois exemples.

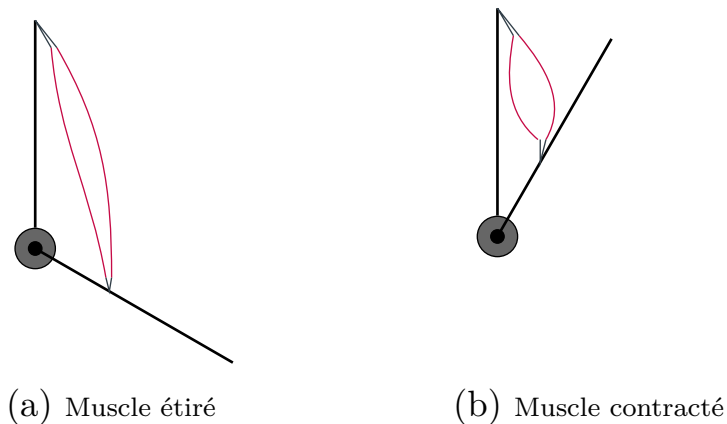


FIG. 1.8 : Schéma illustratif d'une contraction musculaire

Les *tendons* font la liaison entre les muscles et les os. Ces tissus de connexion solides sont composés de faisceaux de fibres de collagène qui leur offrent des propriétés viscoélastiques différentes des muscles. Le tendon calcanéen, plus connu par son appellation liée au héros grec Achille, permet ainsi lors de la marche ou de la course d'accumuler de l'énergie lorsqu'il est étiré, puis de la restituer comme le ferait un ressort. Des économies d'énergie pouvant dépasser 30 % peuvent ainsi être réalisées lors de différents types de locomotion chez l'humain (R. F. Ker et al. 1987 ; R. M. Alexander 1991 ; D. M. Bramble et D. E. Lieberman 2004).

Ainsi, l'ensemble musculo-tendineux est connu pour ses propriétés visco-élastiques (N. A. Bernstein 1947 ; A. V. Hill 1950). Les expériences réalisées par A. V. Hill dans la première moitié du XX<sup>ème</sup> siècle (A. V. Hill 1970), notamment les premières expériences sur des muscles de grenouille (A. V. Hill 1931 ; A. V. Hill 1938) ont permis de proposer une modélisation des propriétés des fibres musculaires. Ainsi, en stimulant le muscle gastrocnémien d'une grenouille (communément appelé mollet chez l'Homme) pour le tétaniser, en le maintenant dans une forme isométrique avant de le relâcher (figure 1.9), les observations sur la force exercée ainsi que la vitesse de contraction du muscle ont permis d'arriver aux conclusions suivantes :

- les muscles ont un élément actif,  $CE$  (figure 1.10), qui permet d'exercer la force de contraction,
- les muscles ont un élément élastique,  $K_{SEE}$ , dont on observe le comportement en figure 1.9b ( $\Delta x_1$ ) qui correspond à une action tendineuse en série avec l'action contractile des muscles,
- les muscles ont un second élément élastique,  $K_{PEE}$ , parallèle à l'action contractile des muscles,
- la force de contraction dépend de sa vitesse, ce qui indique un comportement amortissant,  $B$ , aussi en parallèle.

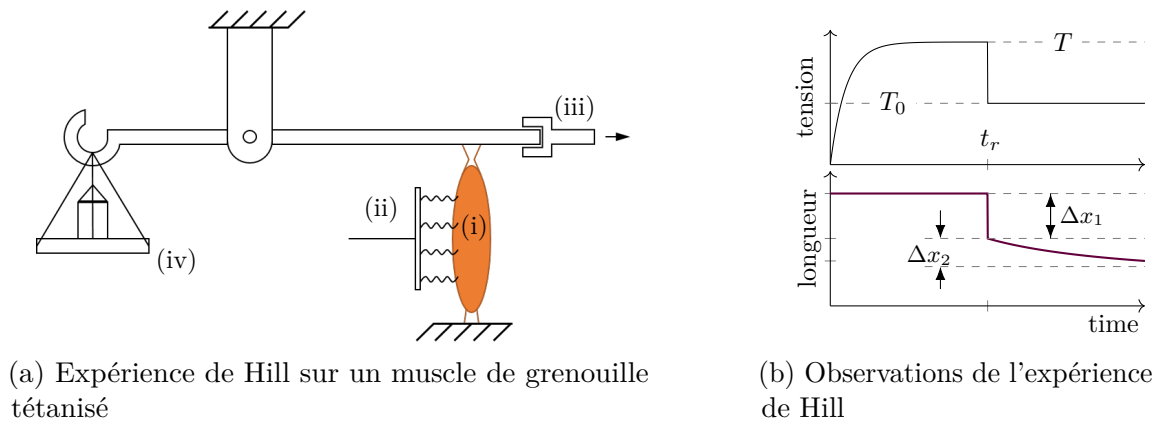


FIG. 1.9 : (a) Expérience réalisée par Hill sur le gastrocnemius d'une grenouille (i), avec le stimulateur (ii) permettant de téτανiser le muscle, le mécanisme (iii) maintenant le muscle dans une configuration isométrique et la charge (iv). Ce schéma est une reproduction issue de T. A. McMahon (1984, Chapitre 1). (b) Jusqu'à  $t_r$ , l'expérience est dans la configuration dépeinte à gauche, la tension exercée par le muscle est  $T$ . Puis, le mécanisme libère la barre, le muscle se contracte alors rapidement de  $\Delta x_1$ , et la tension chute à une valeur de  $T_0$  ce qui correspond à un comportement en raideur non amortie  $K_{SEE}$ , puis on observe une contraction graduelle en l'absence de changement de tension, ce qui est équivalent à une raideur  $K_{PEE}$  amortie.

On peut alors modéliser le comportement du muscle avec la représentation dite de Hill. Il faut toutefois remarquer, que la viscosité observée ne provient pas de liquides visqueux dans les muscles, mais plutôt de caractéristiques physiologiques des protéines à l'origine des contractions, qui peuvent être assimilées à de la viscosité ou un amortissement. Par ailleurs, comme souligné par Hill, si l'élément série  $K_{SEE}$  est assimilé à un tendon, ses expériences étant phénoménologiques et non histologiques, rien n'exclut que d'autres sources fibreuses contribuent à ce comportement.

### 1.2.1.b Le Système Nerveux Central

Le système nerveux central (SNC), aussi appelé névraxe, regroupe l'*encéphale* et la *moelle épinière*. Dans le contexte de la sensorimotricité, il permet de générer des commandes motrices



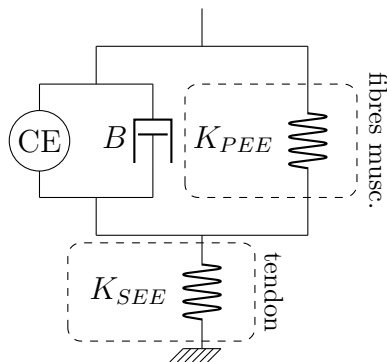


FIG. 1.10 : Modèle musculaire de Hill

et de traiter les informations apportées par l'ensemble des organes sensoriels du corps (système nerveux périphérique). Le mouvement volontaire émane de zones cérébrales dites motrices et les influx nerveux sont transmis par des motoneurons qui circulent dans la moelle épinière et se projettent sur les muscles au niveau des jonctions neuro-musculaires.

Les *réflexes* sont des réponses musculaires très rapides, possiblement conditionnée (W. J. Brogden et W. H. Gantt 1937; P. I. Pavlov 2010), à un stimulus. Ils impliquent des circuits simples (arcs réflexes) où les neurones sensoriels connectent des motoneurons au niveau de la moelle épinière ou du tronc cérébral et court-circuitent donc les structures hiérarchiques supérieures (cortex). Les réflexes qui concernent notamment le membre supérieur sont le réflexe myotatique et le myotatique inverse.

Au sein des muscles, les *fuseaux neuromusculaires* (FNM) sont sensibles à l'extension des muscles, et se trouvent parallèles aux autres fibres musculaires. En complément, les *organes tendineux de Golgi*, qui se situent à l'interface entre muscles et tendons, sont sensibles aux changements de tension, et exercent une rétroaction inhibitrice en fonction de la force perçue.

Lorsqu'un muscle est étiré, les FNM insérés dans ce muscle détectent l'étirement, et le neurone sensoriel qui transmet cette information à la moelle épinière, connecte un motoneurone  $\alpha$  du même muscle pour exciter le muscle et ainsi lutter contre cet étirement. Ce réflexe monosynaptique tend donc à limiter l'étirement du muscle et à le protéger. Cependant, lors de la réalisation de mouvements volontaires, ce réflexe doit être modulé grâce à un mécanisme appelé la co-activation  $\alpha$ - $\gamma$ . En effet, en parallèle des commandes musculaires transmises par les motoneurons  $\alpha$  vers un muscle agoniste qui doit se contracter, des activations des motoneurons  $\gamma$  ont lieu vers le muscle antagoniste pour qu'il puisse être étiré et ne pas freiner le mouvement qui doit se produire. Ces motoneurons  $\gamma$  innervent les FNM pour moduler leur sensibilité à l'étirement. Ainsi, le réflexe myotatique est modulable sous l'effet de commandes descendantes (des centres supérieurs du cortex vers la moelle épinière et les FNM).

C'est ainsi que le réflexe myotatique permet d'assurer une continuité dans le comportement élastique des muscles au-delà de la rupture de leur comportement passif (T. R. Nichols et J. C. Houk 1976; J. C. Houk 1979), ainsi qu'une meilleure résistance aux perturbations extérieures (T. A. McMahon 1984; R. Shadmehr et S. P. Wise 2004).

La figure 1.11 résume les actions rétroactives des différents mécanismes précités. Ainsi, le réflexe d'étirement survient pour le membre supérieur humain entre 20 ms et 50 ms (F. Lacquaniti et al. 1991; I. L. Kurtzer et al. 2008; D. Lakatos et al. 2011; J. A. Pruszynski

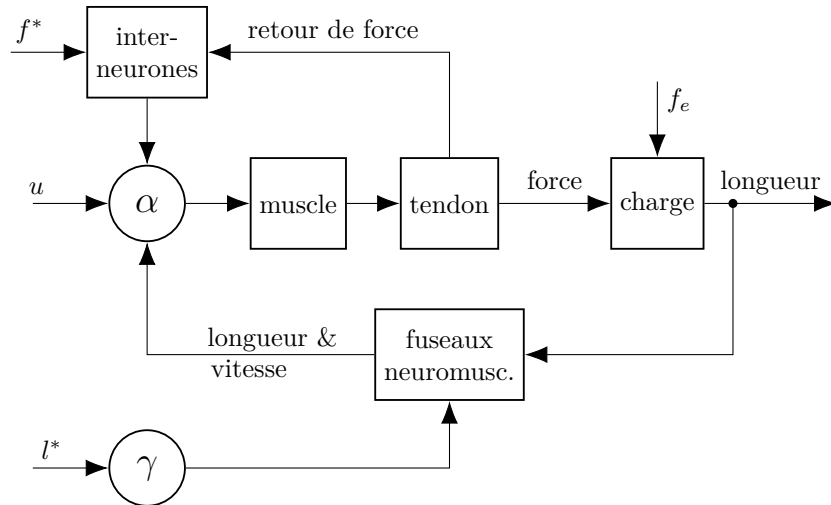


FIG. 1.11 : Schéma bloc des réflexes spinaux et de leurs rétroactions, adapté de R. Shadmehr et S. P. Wise (2004). Le signal de commande est désigné par  $u$ , et  $f^*$  et  $l^*$  représentent respectivement des consignes de force et de longueur.

et al. 2011) après une perturbation. Pour le membre inférieur, des latences ont été relevées au delà de 50 ms (J. H. J. Allum et al. 1982 ; T. Sinkjaer et al. 1988 ; E. Toft et al. 1989). L'initiation d'actions volontaires ne peut émerger qu'après 100 ms à 120 ms (B. Libet 1985 ; I. L. Kurtzer et al. 2008 ; D. Lakatos et al. 2011 ; J. A. Pruszynski et al. 2011), or entre ces actions volontaires et le réflexe d'étirement, (I. L. Kurtzer et al. 2008 ; D. Lakatos et al. 2011 ; J. A. Pruszynski et al. 2011) observent d'autres comportements réflexes, qualifiés de longs délais ou spinaux, dont les origines ne sont pas uniques (J. A. Pruszynski et al. 2011).

### 1.2.2 Modéliser le comportement humain en interaction physique grâce à l'impédance mécanique

L'impédance mécanique, qui sera simplement nommée impédance dans le reste du document, permet de modéliser les relations entre les forces et les mouvements qui sont appliqués sur un système. On trouve ainsi des modèles dynamiques uniarticulaires de membres du corps humain, par exemple du coude (A. de Rugy et al. 2003 ; G. Avrin et al. 2016), comme montré sur l'équation (1.4). Dans ces cas de mouvements rythmiques, la position d'une articulation du bras  $\theta$  est obtenue à partir des couples appliqués par les muscles agonistes  $T_i$  (e.g. biceps) et antagonistes  $T_j$  (e.g. triceps). On retrouve ainsi les éléments caractéristiques de la mécanique linéaire, avec la raideur  $R$ , l'amortissement  $D$  et l'inertie  $A$ . Les couples musculaires sont alors considérés comme proportionnels à une commande neurale, qui peut être modélisée à l'aide d'un oscillateur non linéaire bio-inspiré proposé par K. Matsuoka (1985). C'est l'approche computationnelle de contrôle en force telle qu'expliquée par F. Danion (2011).

$$A\ddot{\theta} + D\dot{\theta} + R\theta = T_i + T_j \quad (1.4)$$

L'impédance permet aussi de décrire les interactions physiques entre plusieurs systèmes dynamiques en contact. On peut alors décorrélérer la génération du mouvement, du comporte-

ment de rejet des perturbations. Dans ce dernier cas, on étudie un comportement biologique en grande partie non volontaire, qui regroupe les propriétés visco-élastiques du CMS ainsi que des comportements réflexes générés inconsciemment par le SNC.

### 1.2.2.a Modulation des propriétés visco-élastiques articulaires

**Les cocontractions** Si l'on considère l'articulation d'un membre, une même trajectoire peut être décrite avec des cocontractions variées - c'est-à-dire aussi bien la contraction des muscles générant le mouvement (agonistes), que ceux s'y opposant (antagonistes) -, que ce soit dans le cas de trajectoires statiques et donc isométriques (J. M. Dolan et al. 1993 ; D. J. Newham et S. F. Hsiao 2001), ou en mouvement (Y. Yamazaki et al. 1994 ; T. E. Milner et C. Cloutier 1998 ; P. L. Gribble et al. 2003).

Ainsi, P. L. Gribble et al. (2003) ont montré que les cocontractions du membre supérieur augmentaient lorsque la précision requise pour une tâche de pointage augmentait. Des mesures de l'activité musculaire étaient effectuées à l'aide de capteurs électromyographiques (EMG) pendant la tâche, ainsi que sur une durée de 200 ms après l'arrêt du mouvement. Lorsque la taille de la cible diminuait, les cocontractions augmentaient et les erreurs de mouvement diminuaient. Ces résultats suggèrent selon les auteurs, que le SNC peut adapter les cocontractions pour améliorer la précision d'un mouvement, et aussi son rejet des perturbations externes.

Comme en témoignent plusieurs travaux, les cocontractions musculaires ont notamment pour effet d'augmenter la « stabilité » vis-à-vis de perturbations<sup>6</sup> (K. P. Granata et W. S. Marras 2000 ; T. E. Milner 2002 ; P. L. Gribble et al. 2003 ; M. Darainy et D. J. Ostry 2008). En effet, comme montré par L. E. Ford et al. (1977) et G. I. Zahalak et S. J. Heyman (1979), la contraction d'un muscle entraîne une augmentation de sa raideur et aussi du gain des signaux électriques des réflexes spinaux liés à cette contraction.

T. E. Milner (2002) a conduit une expérience sur l'articulation du poignet d'une dizaine de participants à l'aide d'un manipulandum. Pendant des mouvements angulaires rapides ( $3.14 \text{ rad s}^{-1}$ ) et lents ( $0.57 \text{ rad s}^{-1}$ ) de  $20^\circ$ , avec des charges variables destabilisantes : i) dépendantes de la position, ii) puis de la vitesse, iii) et des vibrations à 5.5 Hz et 10 Hz, les participants devaient réaliser une tâche de pointage uni-articulaire. Des mesures EMGs étaient enregistrées à partir de 250 ms avant et jusqu'à 1500 ms après le déclenchement du mouvement, sur six muscles responsables des flexions et extensions du poignet. Le critère de stabilité était évalué par rapport au décrétement des oscillations en position une fois la cible atteinte. Ainsi, après avoir demandé aux participants de réduire au plus vite ces oscillations, si des mouvements en dehors d'une cible de  $3^\circ$  étaient observés après 800 ms, alors le mouvement était considéré non conforme au critère de stabilité. Les résultats de l'étude indiquent que les cocontractions étaient impliquées à différents degrés pour stabiliser le poignet en présence d'environnements destabilisants.

Des résultats similaires sont observés pour d'autres parties du corps par i) J. Cholewicki et al. (1997) et K. P. Granata et W. S. Marras (2000) concernant les muscles du tronc, ii) N. Hogan (1984), S. J. De Serres et T. E. Milner (1991) et E. Burdet et al. (2001) pour ceux des membres supérieurs et, iii) S. Hirokawa et al. (1991), J. M. Finley et al. (2012), F. Di Nardo et al. (2015) et D. Kim et J.-M. Hwang (2018) pour les muscles des membres inférieurs. Ainsi

---

<sup>6</sup>En automatique, on parlerait plutôt de robustesse, ou de marges de stabilité, comme abordé au chapitre 5.

les cocontractions contribuent à améliorer le rejet de perturbations auxquelles une articulation peut être soumise. Il est toutefois important de souligner qu'il ne s'agit que d'un seul des mécanismes existants permettant d'assurer la stabilité d'un mouvement ou du maintien d'une posture. Les travaux de D. Ludvig et al. (2007) ont notamment permis de montrer que le réflexe d'extension pouvait être modulé volontairement à des niveaux variants entre 9 % et 43 % du couple articulaire total pour la cheville.

Comme l'expliquent J. M. Finley et al. (2012), dans le cadre d'une expérience où des participants essaient de stabiliser un pendule inversé (modèle ultra simpliste du corps humain) à l'aide de mouvements de leurs chevilles, la raideur générée par les cocontractions seules ne permet pas d'assurer la stabilité. Ainsi pour les auteurs, les propriétés mécaniques intrinsèques de la cheville ne sont pas suffisantes et des modulations actives et donc volontaires des muscles sont nécessaires. De plus, ils ont observé une contribution du réflexe de flexion variable en fonction des propriétés de l'environnement. En effet, plus l'environnement était raide, plus la réponse du réflexe était importante, à l'inverse, des environnements moins stables avaient des réponses plus faibles. La figure 1.12 reprend le schéma expérimental présenté par les auteurs dans leur publication.

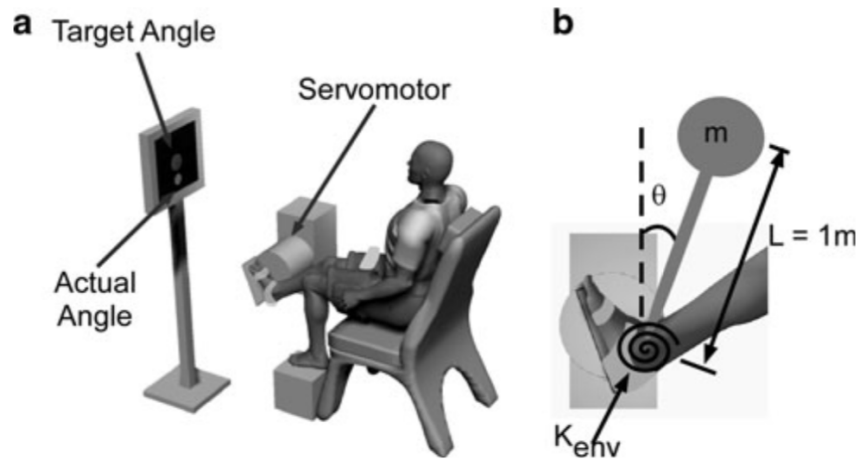


FIG. 1.12 : Banc expérimental pour une étude du contrôle de la cheville décrite par J. M. Finley et al. (2012). a) Les participants étaient assis, leur pied attaché à un servomoteur par l'interface d'une plaque rigide. b) Les participants contrôlaient une charge haptique instable qui se comportait comme un pendule inversé supporté par un ressort angulaire de raideur  $K_{env}$ . Le pendule simulé avait une masse équivalant à 25 % de la masse du participant et d'une hauteur de 1 m.

Les résultats et interprétations présentés pour un membre ou une articulation ne peuvent toutefois pas être systématiquement étendus à l'ensemble du corps humain. Ainsi, l'évolution de la contribution du réflexe d'extension présenté ci-dessus par J. M. Finley et al. (2012), n'est pas en adéquation avec les résultats observés par E. J. Perreault et al. (2008) et M. A. Krutky et al. (2010) pour le bras. En effet, M. A. Krutky et al. (2010) ont observé une contribution du réflexe plus importante lors des interactions avec des environnements instables.

**Conclusions** Quelles qu'en soient les conclusions, il est admis que les propriétés visco-élastiques des membres peuvent être modulées volontairement et inconsciemment par différents phénomènes physiologiques dont ont été cités les contractions/cocontractions et les réflexes. On pourra y ajouter la modification des positions articulaires, notamment lors d'une tâche impliquant plusieurs articulations pour modifier l'inertie et la projection des propriétés des membres (F. A. Mussa-Ivaldi et al. 1985 ; N. Hogan 1985c ; R. D. Trumbower et al. 2009), et aussi la vitesse des membres (L. Kuxhaus et al. 2014). Il est alors intéressant d'essayer d'évaluer l'origine des différentes contributions dans la modulation des propriétés (D. J. Bennett et al. 1994 ; R. Kearney et al. 1997 ; D. Ludvig et al. 2011 ; L. Kuxhaus et al. 2014 ; D. L. Guarin et R. E. Kearney 2018) pour obtenir un modèle en impédance le plus fidèle possible, mieux comprendre les contrôles générés par le SNC et par exemple mieux diagnostiquer des pathologies neuro-musculaires. Il est toutefois important de souligner que si la modulation des propriétés visco-élastiques est plutôt consensuelle, la notion de contrôle en impédance - à savoir la génération de trajectoires spécifiques grâce à ces modulations -, ne l'est pas.

### 1.2.2.b Modélisation de l'impédance mécanique du membre supérieur chez l'humain

**Modélisation uni-articulaire** Dans un premier temps, plusieurs auteurs se sont intéressés à l'impédance dans le cas simplifié uni-articulaire, qui permet d'isoler une articulation et donc de négliger des phénomènes comme les effets de couplages. Pour approcher le comportement viscoélastique articulaire, plusieurs modélisations sont présentées.

Dès les années 1980, N. Hogan (1984) propose un modèle linéaire simplifié du bras<sup>7</sup> permettant de décrire l'essentiel du comportement articulaire lors d'un maintien de posture, où le biceps et le triceps sont chacun modélisés par un ressort (figure 1.13). Les cocontractions permettent alors de modifier leur raideur et de moduler le comportement dynamique global donné en (1.5). N. Hogan (1984) montre que malgré le coût énergétique des cocontractions, ces dernières permettent une régulation de la raideur par anticipation, sans délais (contrairement aux réflexes), et au delà des propriétés intrinsèques des muscles (comme détaillées en section 1.2.1). En utilisant des outils du contrôle optimal, il estime l'activation  $u$  des muscles en minimisant le coût énergétique du maintien de posture en présence de perturbations. En observant les signaux EMGs du biceps et du triceps chez 2 sujets, lors d'une tâche isométrique en variation de charge, il confirme ses prédictions sur une régulation des propriétés visco-élastiques grâce aux contractions.

$$A\ddot{\theta} = T(u_b - u_t) - R(u_b + u_t)\theta + mgl \sin(\theta - \pi/2) - D\dot{\theta} \quad (1.5)$$

On retrouve l'inertie  $A$ , l'amortissement  $D$  (modélisation linéaire de la dépendance à la vitesse) et la raideur  $R$  du bras, les commandes neurales  $u$  du biceps et triceps sont notées respectivement avec les indices  $b$  et  $t$  et sont comprises entre 0 et 1,  $T$  correspond au couple isométrique maximum que l'on peut voir émerger lorsque le bras est dans une position intermédiaire,  $\theta \approx 0^\circ$  (N. Hogan 1984 ; V. Linnamo et al. 2006). Enfin, on retrouve le couple

---

<sup>7</sup>Malgré la mise en évidence de comportements non-linéaires des muscles chez le chat (P. M. H. Rack et D. R. Westbury 1969), et donc très vraisemblablement chez l'Homme.

généralisé par l'effet de la gravité sur le bras, avec  $m$  la masse du bras,  $g$  l'accélération de la gravité, et  $l$  la longueur entre le centre de rotation et le centre de masse du bras.

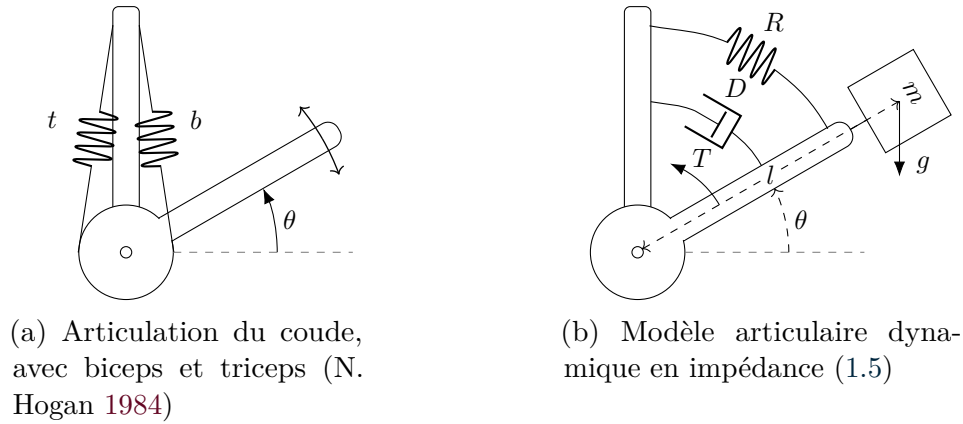


FIG. 1.13 : Modélisation simplifiée de l'articulation du coude, avec l'action agoniste du biceps  $b$  et antagoniste du triceps  $t$ . Les muscles sont considérés comme de simples raideurs variables, l'inertie du bras, la viscosité des muscles ainsi que le couple gravitationnel sont pris en compte lors des calculs présentés par N. Hogan (1984). Ce modèle est valide pour de faibles vitesses (linéarisation de la viscosité), et de petites variations de posture (la dépendance articulaire (P. M. H. Rack et D. R. Westbury 1969 ; J. Vredenburg et G. Rau 1973) étant négligée).

Pour étendre les travaux concernant la modélisation articulaire en impédance du membre supérieur, D. J. Bennett et al. (1992) ont étudié une tâche rythmique en mouvement. Les travaux antérieurs se sont intéressés en grande majorité à des configurations isométriques des membres, ce qui permet une linéarisation plus aisée du modèle pour de faibles déviations. Lors d'une tâche en mouvement, il faut non seulement linéariser le modèle en impédance autour d'une trajectoire de référence  $(\theta_0(t), \tau_0(t))$  non statique, mais aussi considérer que ses paramètres sont variables dans le temps  $t$ , que ce soit à cause de leur dépendance à la position ou à la vitesse (T. E. Milner 1993 ; L. Kuxhaus et al. 2014). D. J. Bennett et al. (1992) propose donc de linéariser le modèle (1.6) pour des petites déviations, avec  $f$  une fonction non linéaire regroupant les propriétés des muscles, tissus conjonctifs et réflexes sans distinctions.

$$\tau(t) = A(t)\ddot{\theta}(t) + f(\theta(t), \dot{\theta}(t), t) - mgl \sin(\theta(t)) \quad (1.6)$$

Ainsi, quand de faibles perturbations viennent modifier la trajectoire de référence du bras, ce dernier est légèrement déplacé d'un angle  $\Delta\theta$ , tel que  $\Delta\theta(t) = \theta(t) - \theta_0(t)$ , avec  $\theta$  la position angulaire effective, qui pourrait être mesurée. On peut alors écrire la relation qui lie les écarts en couple et angulaire engendrés par la perturbation (1.7), avec  $D$  l'amortissement angulaire tel que  $D(t) = \partial f / \partial \dot{\theta}$ , et  $R$  la raideur angulaire tel que  $R(t) = \partial f / \partial \theta$ .

$$\tau(t) - \tau_0(t) = A(t)\Delta\ddot{\theta}(t) + D(t)\Delta\dot{\theta}(t) + R(t)\Delta\theta(t) - mgl \sin(\theta(t)) \quad (1.7)$$

D. J. Bennett et al. (1992) observent des variations cycliques de raideur et d'amortissement chez quatre participants, aussi bien pour les oscillations dans le plan horizontal que vertical.



A l'inverse, comme on pourrait s'y attendre l'inertie estimée ne varie presque pas au cours d'un cycle. Ainsi, ils estiment des raideurs angulaires positives inférieures à  $20 \text{ N m rad}^{-1}$ , avec des moyennes cycliques autour de  $5 \text{ N m rad}^{-1}$  et  $8 \text{ N m rad}^{-1}$ , des amortissements angulaires inférieurs à  $1 \text{ N m rad}^{-1} \text{ s}^{-1}$  et des inerties comprises de  $0.06 \text{ N m rad}^{-1} \text{ s}^{-2}$  à  $0.1 \text{ N m rad}^{-1} \text{ s}^{-2}$ . Les estimations des auteurs révèlent aussi des raideurs toujours plus faibles lors de mouvements que lors du maintien de postures.

M. L. Latash (1992) observe aussi des variations de raideur cycliques lors d'expériences conduites en utilisant un manipulandum, qui permet d'étudier des mouvements dans le plan horizontal en compensant le poids du bras. Dans le courant de pensée lancé par A. G. Feldman (1966) et E. Bizzi et al. (1978), concernant l'hypothèse du point d'équilibre<sup>8</sup> aussi appelée la théorie  $\lambda$ , les auteurs estiment la trajectoire virtuelle en plus de la raideur. En réalisant des oscillations à plusieurs fréquences comprises entre 1 Hz et 2.1 Hz, les auteurs remarquent que leurs résultats pointent vers une augmentation de la raideur avec la fréquence. Ce changement modifie notamment la fréquence naturelle du bras  $\omega_0$ , ce qui peut réduire l'écart entre la fréquence naturelle du bras et celle de la tâche (qui est imposée), ce qui permettrait de réduire le couple nécessaire pour générer le mouvement (et donc l'énergie nécessaire à la génération du mouvement). Cette interprétation est aussi soutenue par des travaux plus récents (J. Zawadzki et A. Siemiński 2010).

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{R}{A}} \quad (1.8)$$

Pour compléter les liens qui semblent exister entre la raideur articulaire et la fréquence du mouvement pour le membre supérieur, M. O. Abe et N. Yamada (2003) ont étudié un panel de fréquences plus détaillé, dans le plan vertical. Ils trouvent une relation quadratique entre la raideur et la fréquence du mouvement, avec un minimum proche de la fréquence naturelle du bras, proche de 1 Hz (voir figure 1.14). Il est important de noter que lorsque le bras est soumis à l'effet de son poids, la relation (1.8) est modifiée  $\omega_0 = \sqrt{\frac{R+mgl}{A}}$ .

Dans le cadre d'une tâche de pointage en extension dans le plan horizontal, et donc pour des mouvements discrets, par opposition aux mouvements rythmiques précédemment présentés, F. Popescu et al. (2003) proposent une augmentation du modèle en impédance pour tenir compte d'un retard du centre de masse sur la rotation angulaire  $\theta$ , en choisissant le retard  $t_d$  de 5 ms. Pour une nouvelle dynamique (1.9) de l'angle  $\alpha$  formé entre le centre de rotation et le centre de masse, et l'angle  $\theta$  entre le poignet et le centre de rotation. Cette nouvelle dynamique offre donc un modèle augmenté donné en équation (1.10).

Pour aller plus loin sur les différences entre mouvements rythmiques et discrets, le lecteur pourra se référer aux travaux de S. Schaal et al. (2004), N. Hogan et D. Sternad (2007) et S. Degallier et A. Ijspeert (2010), qui révèlent des structures neurologiques différentes pour leur émergence.

---

<sup>8</sup>Dans cette théorie, les mouvements sont réalisés en modulant les propriétés élastiques des muscles et en modifiant les rétroactions induites pas les raideurs réflexes. Cette théorie a été remise en cause (F. C. Popescu et W. Z. Rymer 2000; F. Popescu et al. 2003; M. R. Hinder et T. E. Milner 2003) et peut s'opposer à d'autres théories du mouvement, comme celles concernant les modèles internes (D. M. Wolpert et Z. Ghahramani 2000; M. R. Hinder et T. E. Milner 2003).

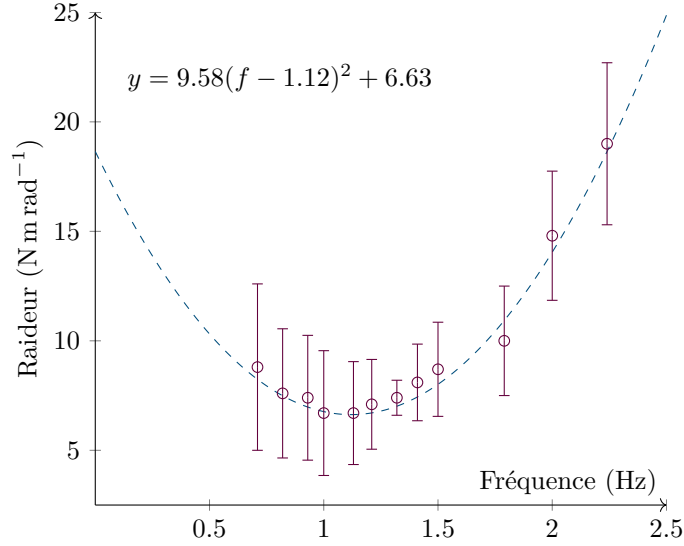


FIG. 1.14 : Reproduction des résultats obtenus par M. O. Abe et N. Yamada (2003),  $R^2 = 0.994$

$$\begin{aligned}\tau(t) &= A\ddot{\alpha}(t) + D\dot{\theta}(t) + R\theta(t) \\ \theta(t) &= t_d\dot{\alpha}(t) + \alpha(t)\end{aligned}\quad (1.9)$$

$$\frac{\theta(s)}{\tau(s)} = \frac{t_d s + 1}{(A + Dt_d)s^2 + (D + Rt_d)s + R}\quad (1.10)$$

Les résultats des estimations d'impédance de F. Popescu et al. (2003) témoignent de faibles raideurs lors des mouvements comme observés par les auteurs précédents. Toutefois, en comparant la raideur intrinsèque à celles de postures isométriques relâchées équivalentes, ils ne constatent pas de différences significatives, et concluent qu'en l'absence de changement de conditions, les raideurs intrinsèques entre tâches statiques et en mouvements devraient être identiques. Ils supposent qu'à cause de leur coût biologique, les cocontractions ne sont pas privilégiées lors de mouvements. Leurs conclusions pointent vers une régulation de la raideur principalement causée par des réflexes rapides puis long (au delà de 100 ms), et un rejet des perturbations principalement par des actions volontaires. Les différences observées par rapport à D. J. Bennett et al. (1992) semblent donc être causées par une estimation de la raideur sur de très courts délais ( $\approx 50$  ms), ce qui permet de négliger la raideur entraînée par le réflexe d'extension.

Dans l'objectif de différencier la contribution des réflexes  $T_r$ , qui agissent avec un délai  $\tau_d$ , des couples provoqués par les propriétés intrinsèques des muscles  $T_i$  pour des mouvements de la cheville  $\theta$ , R. Kearney et al. (1994) et R. Kearney et al. (1997) proposent un modèle en cascade avec une non linéarité statique  $n_{RS}$  due à l'action des réflexes, qui est modélisée par un système de Hammerstein, montré en figure 1.15. Les propriétés viscoélastiques intrinsèques  $h_i$  sont représentées classiquement par un modèle linéaire du second ordre, et les propriétés réflexes  $h_r$  le sont par un autre modèle du second ordre, qui subit aussi un retard  $\tau_d$ , dû aux délais des réflexes, évoqués en section 1.2.1.b. D. Ludvig et al. (2011) ont proposé une



amélioration de ces travaux pour prendre en compte les variations des paramètres lors de trajectoires dynamiques.

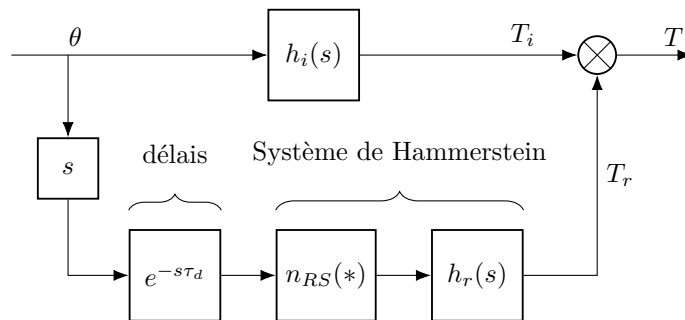


FIG. 1.15 : Modèle des propriétés intrinsèques  $h_i$  de la cheville, avec la contribution des réflexes représentée par un modèle de Hammerstein, avec la non linéarité statique  $n_{RS}$ . Dans le cas du modèle utilisé par D. Ludvig et al. (2011), les fonctions  $h_i$  et  $h_r$  dépendent du temps. Par convention dans le reste du document, seuls les entrées négatives des sommateurs sont spécifiquement indiquées.

Ainsi, pour essayer d’approcher un modèle viscoélastique du comportement articulaire en impédance, les auteurs ont essayé de tenir compte d’observations biologiques, comme celle concernant les cocontractions, la viscoélasticité musculaire, des phénomènes inertiels et aussi liés aux réflexes.

On peut alors légitimement se demander comment ces modèles uni-articulaires se transposent sur des modèles humains plus complets intégrant plusieurs articulations. En effet, les mouvements purement uni-articulaires sont plutôt rares dans des contextes écologiques (N. Hogan 1985c), pour bien étudier la complexité de la modulation des propriétés viscoélastiques lors d’une tâche physiologiquement réaliste, il convient donc de prendre en compte des données pluri-articulaires. C’est de cette manière que l’on peut étudier la coordination et génération de mouvements stables dans des conditions réalistes.

**Modélisation pluri-articulaires** Dès lors qu’on cherche à étudier plusieurs articulations simultanément, viennent les questions des effets de couplages et de l’impédance cartésienne. On peut aussi remarquer, que plus on s’intéresse à d’articulations conjointement, plus de variables devront être observées. Ainsi, N. Hogan (1985c) et F. A. Mussa-Ivaldi et al. (1985) se sont intéressés à l’évaluation de l’impédance mécanique du bras et plus précisément de sa raideur, dans un cas où à la fois les articulations du coude et de l’épaule sont impliquées. En utilisant un manipulandum dans le plan horizontal et en soutenant le bras à l’aide d’une corde pour limiter les effets de la gravité, des estimations d’impédance étaient conduites à différentes postures dans des conditions isométriques, notamment grâce aux mesures angulaires  $\theta'_1$  et  $\theta'_2$  données par les 2 moteurs du manipulandum.

En effet, les mesures directement sur les articulations humaines étant plus complexes, une estimation cartésienne de l’impédance est faite, le long des axes  $\vec{x}_1$  et  $\vec{x}_2$ . En anglais, on parle de « goal directed impedance » ou « endpoint impedance », on se pose donc la question de la modulation de l’impédance pour atteindre un comportement viscoélastique spécifique au niveau d’un effecteur, ici la poignée. F. A. Mussa-Ivaldi et al. (1985) cherchent donc à obtenir

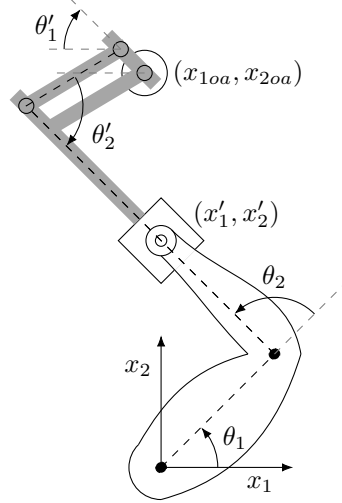


FIG. 1.16 : Expérience décrite par F. A. Mussa-Ivaldi et al. (1985), avec le manipulandum maintenu par sa poignée  $(x'_1, x'_2)$  dans différentes postures. Vue de haut avec le centre du repère fixé sur l'articulation de l'épaule.

les positions de la poignée (1.11), rigidement maintenue à la main de l'utilisateur, ainsi que les forces d'interaction (1.12) entre le manipulandum et l'utilisateur humain.

$$\begin{cases} x'_1 &= l'_1 \cos(\theta'_1) + l'_2 \cos(\theta'_1 + \theta'_2) \\ x'_2 &= l'_1 \sin(\theta'_1) + l'_2 \sin(\theta'_1 + \theta'_2) \end{cases} \quad (1.11)$$

$$\begin{cases} F'_{x_1} &= \left( \frac{T'_1}{l'_1} \cos(\theta'_1 + \theta'_2) - \frac{T'_2}{l'_2} \cos(\theta'_1) \right) (\sin(\theta'_2))^{-1} \\ F'_{x_2} &= \left( \frac{T'_1}{l'_1} \sin(\theta'_1 + \theta'_2) - \frac{T'_2}{l'_2} \sin(\theta'_1) \right) (\sin(\theta'_2))^{-1} \end{cases} \quad (1.12)$$

L'impédance est donc évaluée sur deux degrés de liberté cartésiens, plutôt que d'être étudiée sur deux degrés de liberté articulaire. En se concentrant sur les effets liant la force au déplacement, et donc sur le comportement en raideur du SNC, les auteurs peuvent exprimer le modèle en impédance linéarisé pour de faibles déplacements  $dx$  et  $dy$ . Comme défini par N. Hogan (1985c), pour pouvoir affirmer qu'un comportement élastique - « spring-like » - soit observé, il faut qu'il y ait un stockage d'énergie élastique. Ce qui est bien observé pour des mouvements planaires du membre supérieur (F. A. Mussa-Ivaldi et al. 1985). Comme prédit par N. Hogan (1985c), si les muscles ont des comportements élastiques, alors leurs effets combinés devraient aussi exprimer un comportement élastique aux extrémités (en supposant les segments squelettiques rigides, avec des points d'insertion ponctuels des muscles). Les effets non élastiques de la relation force-déplacement (1.13) peuvent alors être induits par les arcs réflexes.

$$\begin{bmatrix} F_{x_1} \\ F_{x_2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} K_{x_1x_1} & K_{x_1x_2} \\ K_{x_2x_1} & K_{x_2x_2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} dx_1 \\ dx_2 \end{bmatrix} \quad (1.13)$$

Il est intéressant de noter que la matrice de raideur peut être séparée en deux composantes, l'une symétrique qui représente les effets élastiques et l'autre antisymétrique pour les phénomènes qui ne peuvent pas être dérivés d'une fonction potentielle et ne sont donc pas

élastiques (N. Hogan 1985c). Il faut par contre remarquer que l'origine des comportements élastiques ne peut pas être différenciée avec cette représentation. N. Hogan (1985c) montre que si les effets non élastiques ne peuvent être dus qu'aux propriétés des arcs réflexes, ces derniers peuvent aussi avoir des comportements élastiques.

En réalisant des estimations d'impédance sur quatre participants, à différentes postures, avec différents types de perturbations - courtes et non prévisibles (120 ms), statique et prévisible (charge) -, F. A. Mussa-Ivaldi et al. (1985) indiquent que la modulation de la raideur cartésienne se fait principalement grâce à la configuration géométrique du bras. En effet, en simulant un bras à 2 DDL avec des raideurs articulaires constantes, ils trouvent une modulation de la raideur cartésienne proche de leur estimation. La configuration géométrique semble dicter l'orientation et la forme de la raideur cartésienne (représentée sous forme elliptique, voir annexe B) qui restent relativement invariants lors des différents essais. L'amplitude de la raideur (gain sur les valeurs propres) peut varier jusqu'à doubler, la modulation du comportement en raideur par le SNC ne peut donc pas être négligée. Ce qui a aussi pu être observé par R. Shadmehr et al. (1993) sous la forme de champ de force postural.

Ces résultats ne sont toutefois pas confirmés par F. Lacquaniti et al. (1993) dans le plan vertical, pour une tâche de réception de balle en chute libre. Ces derniers auteurs ont mesuré les angles du poignet  $\theta_w$  et du coude  $\theta_e$  à l'aide d'un goniomètre fermement attaché du bras à la main, pour déterminer la raideur et l'amortissement de ces deux articulations, sur sept participants. En utilisant le jacobien  $\mathcal{J}$ , (1.14), ils ont facilement pu passer dans le plan cartésien (W. Khalil et E. Dombre 2002, Chapitre 5) après quelques mesures géométriques concernant l'avant bras  $l_{fa}$  et le troisième métacarpien  $l_m$  (os reliant le poignet au majeur). Les relations entre les paramètres articulaires et cartésiens sont explicités dans les travaux de N. Hogan (1985c) et T. Tsuji (1997). Voir annexe A pour les relations entre les paramètres articulaires et cartésiens.

$$\begin{bmatrix} d_{x_1} \\ d_{x_2} \end{bmatrix} = \mathcal{J} \begin{bmatrix} d\theta_w \\ d\theta_e \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -l_{fa} \sin(\theta_e) - l_m \sin(\theta_w + \theta_e) & -l_m \sin(\theta_w + \theta_e) \\ l_{fa} \cos(\theta_e) + l_m \cos(\theta_w + \theta_e) & l_m \cos(\theta_w + \theta_e) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} d\theta_w \\ d\theta_e \end{bmatrix} \quad (1.14)$$

Ils remarquent bien des variations de la géométrie du bras et de l'impédance articulaire, toutefois, la modulation avant l'impact de la balle leur semble réalisée de manière indépendante de la configuration géométrique. Ils observent que l'amplitude de la résistance à l'impact augmente, (à la fois la raideur et l'amortissement), et que l'orientation de l'amortissement se rapproche de la verticale, juste avant l'impact de la balle. Pour vérifier que ces changements n'étaient pas uniquement dus à des facteurs géométriques, ils ont comparé leur corrélation à l'inertie équivalente au niveau de la main, et ont constaté des variations des degrés de corrélation au cours de la tâche.

H. Gomi et M. Kawato (1997) et H. Gomi et R. Osu (1998) ont conduit plusieurs expériences statiques et en mouvements, avec des variations de cocontractions, en utilisant un manipulandum dans le plan horizontal, dans des conditions proches de celles décrites par F. A. Mussa-Ivaldi et al. (1985) (voir figure 1.16). Un modèle dynamique rigide en série du bras pour 2 articulations (comme détaillé par W. Khalil et E. Dombre (2002, Chapitre 9)) sans les effets de la gravité (compensés par le manipulandum) est utilisé :

$$\Gamma(\ddot{\mathbf{q}}, \dot{\mathbf{q}}, \mathbf{q}) = \mathbf{A}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\dot{\mathbf{q}}, \mathbf{q})\dot{\mathbf{q}}, \quad (1.15)$$

où l'on retrouve les matrices d'inertie  $\mathbf{A} \in \mathbb{R}^{2 \times 2}$  et des effets centrifuges et de Coriolis  $\mathbf{C} \in \mathbb{R}^{2 \times 2}$ , avec les données articulaires notées  $\mathbf{q} \in \mathbb{R}^2$  tel que :

$$\mathbf{\Gamma}(\ddot{\mathbf{q}}, \dot{\mathbf{q}}, \mathbf{q}) = \boldsymbol{\tau}_{in}(\dot{\mathbf{q}}, \mathbf{q}, \mathbf{u}) + \boldsymbol{\tau}_{ext} , \quad (1.16)$$

avec,  $\boldsymbol{\tau}_{ext} \in \mathbb{R}^2$  les couples extérieurs appliqués sur le bras, et  $\boldsymbol{\tau}_{in} \in \mathbb{R}^2$  les couples générés par le SNC, avec  $\mathbf{u}$ , les commandes neurales. Ces derniers couples sont générés par les muscles et réflexes, et peuvent être exprimés en fonction des relations liant la tension des muscles et leur longueur et vitesse pour de petits déplacements articulaires  $\delta \mathbf{q}$  avec l'équation variationnelle suivante :

$$\mathbf{A}(\mathbf{q})\delta\ddot{\mathbf{q}} + \frac{\partial \mathbf{C}(\dot{\mathbf{q}}, \mathbf{q})}{\partial \dot{\mathbf{q}}} \delta\dot{\mathbf{q}} + \left( \frac{\partial \mathbf{A}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}}}{\partial \mathbf{q}} + \frac{\partial \mathbf{C}(\dot{\mathbf{q}}, \mathbf{q})}{\partial \mathbf{q}} \right) \delta \mathbf{q} = -\mathbf{D}\delta\dot{\mathbf{q}} - \mathbf{R}\delta \mathbf{q} + \delta \boldsymbol{\tau}_{ext} \quad (1.17)$$

avec les matrices d'amortissement et raideur articulaires respectivement représentées par  $\mathbf{D} \in \mathbb{R}^{2 \times 2}$  et  $\mathbf{R} \in \mathbb{R}^{2 \times 2}$ .

H. Gomi et M. Kawato (1997) trouvent ainsi, en contradiction avec les résultats uniaarticulaires de D. J. Bennett et al. (1992), que les raideurs articulaires et cartésiennes sont systématiquement supérieures dans des configurations équivalentes en mouvement par rapport aux cas statiques. Les auteurs supposent que ces différences viennent de la tension musculaire nécessaire pour générer le mouvement. Bien que le nombre de participants à cette étude soit faible (seulement trois), pour deux des participants, l'orientation et la forme de la raideur cartésienne représentée sous forme d'ellipses étaient peu variables pour des configurations similaires, en cohérence avec les observations de F. A. Mussa-Ivaldi et al. (1985). H. Gomi et R. Osu (1998) ont toutefois observé des variations d'orientation et de formes induites par des changements de cocontractions, réalisés grâce à l'aide du retour de capteurs EMG donnant l'activité musculaire. Par ailleurs, en cohérence avec des résultats uni-articulaires (G. C. Agarwal et C. L. Gottlieb 1977), ils trouvent à la fois une corrélation entre la raideur et le couple musculaire, et entre l'amortissement apparent et ce même couple, bien que la dernière corrélation soit plus faible. Les auteurs émettent l'hypothèse que l'impédance du bras permettrait de réduire la complexité de mouvements coordonnés.

Dans des expériences similaires à celle de F. A. Mussa-Ivaldi et al. (1985), T. Tsuji et al. (1995) et T. Tsuji (1997) se sont proposés d'étudier l'impédance en évaluant directement les paramètres apparents cartésiens, c'est-à-dire aussi bien la raideur  $\mathbf{K}$  et l'amortissement  $\mathbf{B}$  que la masse  $\mathbf{M}$ , pour de faibles mouvements  $d\mathbf{x}$  autour d'une posture d'équilibre, en utilisant un modèle en impédance du second ordre souvent nommé KBM (ou KBI) :

$$\mathbf{M}d\ddot{\mathbf{x}}(t) + \mathbf{B}d\dot{\mathbf{x}}(t) + \mathbf{K}d\mathbf{x}(t) = -d\mathbf{f}(t) \quad (1.18)$$

En perturbant des masses et ressorts aux valeurs connues attachées au manipulandum, ils ont pu valider leur méthode d'estimation avant d'évaluer des paramètres humains apparents. Les raideurs estimées sont inférieures à celles décrites par F. A. Mussa-Ivaldi et al. (1985), mais proches de celles observées plus tard par H. Gomi et M. Kawato (1997) et H. Gomi et R. Osu (1998). Toutefois, les auteurs s'accordent globalement sur les observations de F. A. Mussa-Ivaldi et al. (1985) concernant les variations spatiales des ellipses de raideurs. Les

paramètres identifiés par T. Tsuji et al. (1995) pour 4 participants sont résumés dans le tableau 1.3.

Comparativement au modèle décrit en (1.17), le modèle en impédance proposé par T. Tsuji et al. (1995) néglige les effets des forces centrifuges et de Coriolis. Cette hypothèse a été étudiée par J. M. Dolan et al. (1993), dans une configuration proche de celle décrite dans la figure 1.16, en utilisant un robot SCARA pour des tâches de maintien de position. Les auteurs ont comparé le modèle KBM, à d'autres modèles, l'un négligeant les effets de l'amortissement (1.19a), l'autre prenant en compte les effets de Coriolis et centrifuges  $\mathbf{B}_C$  (1.19b) et le dernier en élevant au carré les termes de la vitesse cartésienne (1.19c) avec  $\dot{\mathbf{x}} = [\dot{x}_1^2 \dot{x}_2^2]^t$  le vecteur de déplacement :

$$\mathbf{f} = \mathbf{M}\ddot{\mathbf{x}} + \mathbf{K}(\mathbf{x} - \mathbf{x}_0) \quad (1.19a)$$

$$\mathbf{f} = \mathbf{M}\ddot{\mathbf{x}} + \mathbf{B}_C \dot{\mathbf{x}} \dot{\mathbf{x}}^t + \mathbf{K}(\mathbf{x} - \mathbf{x}_0) \quad (1.19b)$$

$$\mathbf{f} = \mathbf{M}\ddot{\mathbf{x}} + \mathbf{B} [\dot{x}_1^2 \dot{x}_2^2]^t + \mathbf{K}(\mathbf{x} - \mathbf{x}_0) \quad (1.19c)$$

En comparant les erreurs de reconstruction de ces différents modèles, après identification de leurs paramètres, J. M. Dolan et al. (1993) concluent que pour de faibles perturbations autour d'un point d'équilibre, la relation liant la force cartésienne aux variables cinématiques cartésiennes est mieux décrite à l'aide du modèle KBM. En effet, sur les onze sujets de l'expérience (seules les données pour deux sont présentées dans l'article), et les cinq postures proposées, le modèle KBM avait presque systématiquement des erreurs significativement plus faibles que celle du modèle sans relation avec la vitesse (1.19a), ce qui indique l'importance des termes relatifs à la vitesse. De plus, le modèle prenant en compte les forces de Coriolis (1.19b) avait toujours des erreurs plus importantes, ce qui indique que les effets liés à la vitesse viennent principalement des propriétés dynamiques passives du bras, et non des effets centrifuges et de Coriolis.

Pour étendre les modèles bi-dimensionnels présentés jusqu'ici, M. S. Erden et A. Billard (2015a) ont souhaité évaluer l'impédance cartésienne tridimensionnelle entre des sujets experts et novices, dans une expérience préliminaire puis avec des professionnels de la soudure (M. S. Erden et A. Billard 2015b). Afin de réduire la complexité de l'identification, les éléments de couplage des matrices du modèle KBM ont été négligés, en s'appuyant sur des publications précédentes (T. Tsuji et al. 2004; M. J. Fu et M. C. Cavusoglu 2012) dans lesquelles ces phénomènes avaient aussi été ignorés.

Ainsi, en utilisant un robot à 7 degrés de liberté contrôlé en admittance, permettant aux participants de manipuler un pinceau ou une tête de soudure, les auteurs ont dans un premier temps comparé l'impédance des mains dominantes et non-dominantes pour une tâche calligraphique où la trajectoire à suivre est connue (M. S. Erden et A. Billard 2015a), pour ensuite comparer l'impédance cartésienne de la main en fonction de l'expertise pour une tâche de soudure (M. S. Erden et A. Billard 2015b). En étudiant les différences entre experts et novices, mais aussi entre les 3 directions ( $\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z}$ ) pour chacun des paramètres, les auteurs obtiennent les résultats significatifs présentés dans les tableaux 1.1 et 1.2 pour des analyses de variance (ANOVA) à deux facteurs (expertise, direction), sans qu'ils ne trouvent d'interactions significatives entre ces facteurs.

La tâche de soudure étudiée par les auteurs est linéaire, et l'axe  $\vec{y}$  était placé le long de la tâche. Il a donc pu être observé qu'aussi bien les novices (14 sujets) que les professionnels

TAB. 1.1 : Expertise

	$M_e$	$B_e$	$K_e$
$M_n$	ns		
$B_n$	s ( $\vec{x}$ )		
$K_n$	s		

TAB. 1.2 : Direction

	$M$	$B$	$K$
$\vec{x}$	s ( $\vec{y}, \vec{z}$ )	s ( $y, z$ )	s ( $z$ )
$\vec{y}$	s ( $\vec{x}$ )	s ( $\vec{x}$ )	ns
$\vec{z}$	s ( $\vec{x}$ )	s ( $\vec{x}$ )	s ( $\vec{x}$ )

Les différences significatives sont indiquées par un « s », avec un seuil de 1 %, les axes pour lesquels les différences sont observées sont indiqués entre parenthèses. Pour la comparaison des directions, les résultats obtenus entre experts et novices sont les mêmes (M. S. Erden et A. Billard 2015b).

(10 sujets) orientaient leur bras pour projeter la masse apparente principalement sur l'axe  $x$  perpendiculaire à la tâche dans le plan de travail. L'amortissement des professionnels estimé est significativement supérieur sur l'axe  $\vec{x}$ , alors qu'aucune autre différence significative n'est observée sur les autres axes. Finalement, lorsque l'ensemble des directions est considéré pour la raideur, l'ANOVA révèle l'existence de différences significatives entre novices et professionnels, toutefois, lorsque les axes ont été étudiés séparément, ces différences ne s'observaient plus.

Dans une tâche uni-dimensionnelle de réception de balle, T. Tsuji et Y. Tanaka (2008) avaient déjà observé des différences d'impédance cartésienne en fonction des performances de sujets, toujours avec le modèle KBM. Bien que cette dernière étude repose sur un faible nombre de participants (4), les sujets performants avaient notamment en préparation de la tâche, des gains des paramètres en impédance cartésienne plus importants que les sujets moins qualifiés. L'impédance a été évaluée le long de l'axe de la réception de la balle, la tâche étant contrainte par les équipements sur les autres axes. Il est important de noter que les valeurs de raideur obtenues par T. Tsuji et Y. Tanaka (2008) diffèrent de celles décrites par M. S. Erden et A. Billard (2015b). La tableau 1.3 résume l'amplitude des estimations réalisées en fonction des auteurs et tâches.

On peut en effet constater qu'en fonction des publications étudiées, la raideur cartésienne apparente peut prendre un large panel de valeurs comprises entre  $13 \text{ N m}^{-1}$  et  $800 \text{ N m}^{-1}$ . On peut y discerner la sensibilité de l'estimation et ou de la raideur aux conditions expérimentales et à la méthodologie d'identification, puisque cette variabilité est moins importante (y compris relativement) pour les autres paramètres, ce qui rend les comparaisons plus complexes.

### Aparté : Apprentissage et impédance

T. Tsuji et Y. Tanaka (2008) et M. S. Erden et A. Billard (2015b) ont montré l'existence de différences significatives des paramètres en impédance, notamment en terme d'amplitude, en fonction des performances, de l'expertise et de l'expérience des sujets testés. E. Burdet et al. (2001) ont pu montrer dans le cadre d'une tâche de pointage planaire, qu'en présence d'un champ de force déstabilisant, les participants de l'expérience adaptaient leur impédance afin que la raideur résultante entre l'environnement et l'utilisateur soit proche de celle estimée en l'absence de champ de force. Ainsi, comme exposé en conclusion de leur article, le SNC semble modifier ses paramètres d'impédance de manière optimale, pour limiter à la fois le coût métabolique des cocontractions et les erreurs de déplacements (plus pénalisantes en présence de champ de force).



FIG. 1.17 : Interface haptique proposée par 3D Systems

Pour des tâches haptiques ou de téléopération, où le poignet et les doigts peuvent jouer un rôle important, plusieurs auteurs (J. E. Speich et al. 2005 ; I. Díaz et J. J. Gil 2010 ; M. J. Fu et M. C. Cavusoglu 2012) ont proposé d'utiliser un modèle d'impédance cartésienne à cinq paramètres (1.20), montré en figure 1.18. En effet, en ajoutant une raideur et un amortissement, les auteurs entendent modéliser une prise plus molle de l'effecteur, notamment dans le cas où l'utilisateur manipule un stylo ou pinceau. Les analyses fréquentielles conduites par les auteurs entre 0.5 Hz et 10 Hz pour J. E. Speich et al. (2005) et de 0.6 Hz à 30 Hz pour M. J. Fu et M. C. Cavusoglu (2012) leurs ont révélé une meilleure adéquation de ce modèle lors d'interaction avec des interfaces haptiques comme le phantom Omni figure 1.17.

$$\frac{x(s)}{f(s)} = \frac{ms^2 + (b_1 + b_2)s + (k_1 + k_2)}{mb_1s^3 + (mk_1 + b_1b_2)s^2 + (k_1b_2 + b_1k_2)s + k_1k_2} \quad (1.20)$$

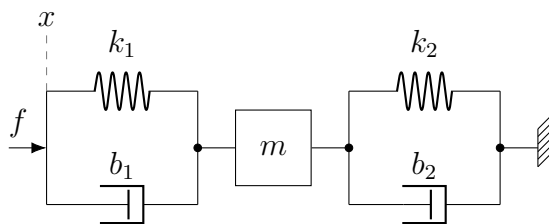


FIG. 1.18 : Modèle en impédance à 5 paramètres

**Limites du modèle viscoélastique** Ainsi, la littérature scientifique offre pléthore d'exemples d'estimations d'impédance mécanique dans des contextes variés plus ou moins réalistes, pour modéliser des comportements humains. Les objectifs sont tout aussi divers ; on pourra citer : i) la compréhension du SNC, avec le développement de théories sur la génération de mouvements coordonnés, ii) la compréhension du CMS, pour une meilleur modélisation du corps humain, iii) la reproduction de comportements humains, dont on peut facilement imaginer l'intérêt pour les roboticiens, iv) l'anticipation de comportements humains, très utile lors



TAB. 1.3 : Paramètres d'impédance cartésienne du bras humain dans la littérature. Ne sont reportés ici que les paramètres selon les axes principaux, sans les paramètres de couplage

Etudes	Eff.	$K_{max}$	$K_{min}$	$N\ m^{-1}$	$B_{max}$	$B_{min}$	$N\ s\ m^{-1}$	$M_{max}$	$M_{min}$	kg
(T. Tsuji et al. 1995)* : maintien de posture (bras occulté)	4	448 ± 40	22 ± 6		23.0 ± 1.5	2.0 ± 0.2		2.41 ± 0.10	0.46 ± 0.07	
(E. Burdet et al. 2001)** : pointage en présence de champs de force	9	800 ± 194	182 ± 91		/	/		/	/	
(J. E. Speich et al. 2005)† : maintien de posture	5	330	13		47.6	9.2		4.03	0.68	
(T. Tsuji et Y. Tanaka 2008)* : préparation d'impact	4	189 ± 71	57 ± 35		28.1 ± 2.4	17.6 ± 3.0		1.90 ± 0.16	0.83 ± 0.17	
(T. Tsuji et Y. Tanaka 2008)* : maintien de posture	4	98 ± 45	44 ± 24		25.4 ± 2.5	12.4 ± 1.7		1.74 ± 0.10	0.94 ± 0.06	
(A. Ajoudani et al. 2012) : maintien de posture	1	241	81		26.1	17.7		1.02	0.78	
(M. Dyck et M. Tavakoli 2013) : maintien de posture	1	72 ± 7	13 ± 4		10.9 ± 1.1	4.0 ± 0.5		1.45 ± 0.21	1.06 ± 0.07	
(M. J. Fu et M. C. Cavusoglu 2012)*† : maintien de posture	15	459 ± 145	105 ± 28		5.9 ± 2.2	2.6 ± 1.3		0.32 ± 0.15	/	
(M. S. Erden et A. Billard 2015b)* : soudure	24	539 ± 200	280 ± 108		44 ± 14	12 ± 8		2.8 ± 0.8	0.6 ± 0.2	
(K. H. Lee et al. 2017)* : réception de balle	3	333 ± 142	/		8.8 ± 6.8	/		1.50 ± 0.56	/	

(\*) écart type, (\*\*) 90 % des données, (†) modèle à 5 paramètres



d'interactions entre humains et machines, etc. La focalisation a principalement été dirigée sur le membre supérieur. Le modèle KBM, malgré sa simplicité offre la possibilité de décrire des interactions entre un opérateur humain et son environnement pour des faibles déplacements proches d'une trajectoire d'équilibre, parfois appelée trajectoire virtuelle (T. Tsuji 1997). Ce modèle, qui est une linéarisation, n'est donc valide que pour décrire de faibles déviations, autrement dit pour décrire un comportement de rejet de perturbations de faibles amplitudes. En effet, comme suggéré par F. Popescu et al. (2003) en discussion de leur article, si les propriétés visco-élastiques du coude améliorent la robustesse vis-à-vis de perturbations, c'est principalement le réflexe ostéotendineux, et des comportements automatiques ou non à plus longue latence qui permettent de maintenir une trajectoire, ces derniers étant très difficilement modélisables grâce à l'impédance.

Dans des simulations, D. A. Kistemaker et L. A. Rozendaal (2011) ont évalué la capacité du modèle KBM à décrire le comportement d'un modèle musculaire de Hill, présenté en figure 1.10, prenant en compte la raideur ajoutée en série par les tendons, contrairement au modèle KBM classique. Malgré la capacité du modèle KBM à bien décrire le comportement simulé par le modèle de Hill, ils montrent que les paramètres identifiés du modèle KBM n'ont plus de ressemblances avec les paramètres originellement simulés. Ils observent par ailleurs que les paramètres estimés sont sensibles à la méthode d'identification, et aussi au type de perturbations introduites, du fait de relations non linéaires entre les paramètres des deux modèles. Il est donc important de garder à l'esprit que les paramètres d'un modèle KBM n'ont probablement pas d'équivalences biologiques, car l'ensemble formé par le SNC et CMS est bien plus complet que le modèle de Hill.

En extension de ces remarques, on peut noter, comme l'ont fait M. L. Latash et V. M. Zatsiorsky (1993), que la présence de muscles biarticulaires (eg. biceps brachial) rend l'étude d'une articulation isolée complexe, voire illusoire (selon les auteurs), même s'ils concèdent que cette étape est nécessaire. Un autre point souligné par les auteurs concerne les arcs réflexes et leur influence sur la raideur globale. Ils notent que la problématique principale provient des latences avec lesquels les reflexes courts puis longs interviennent, rendant l'identification des paramètres en raideur sensible à la durée sur laquelle ils sont observés. Finalement, les auteurs avancent que les liens entre raideur, amortissement et élongation et vitesse des muscles complexifient encore plus la réalité du comportement d'une articulation lorsqu'elle est soumise à des perturbations.

La complexité d'une seule articulation est ainsi approchée avec un modèle de 13 paramètres (M. L. Latash et V. M. Zatsiorsky 1993, équation 14), prenant en compte plusieurs des différentes problématiques exposées ci-dessus. Toutefois, dès lors qu'on souhaite étudier plusieurs articulations, la complexité de tels modèles rend les identifications encore moins applicables, ce qui peut expliquer l'absence d'études expérimentales les utilisant (à notre connaissance). L'idée principale des auteurs est presque sémantique, car ils cherchent à montrer que de nombreuses études antérieures utilisent le terme de raideur de manière abusive. Ils introduisent les termes de *raideur apparente* et de *quasi-raideur*, pour parler des dérivées de la force en fonction de la position. En effet, comme expliqué en annexe A, pour qu'on puisse parler de raideur, de l'énergie potentielle doit être emmagasinée. Ainsi, si la nature de la force résistive est ignorée, les auteurs conseillent d'utiliser le terme de *raideur apparente*, et si les estimations de raideur ne sont pas conduites à l'équilibre de *quasi-raideur*, comme détaillé par E. J. Rouse et al. (2013).

Finalement, malgré ses limites, le modèle KBM a l'avantage d'être extrêmement simple et de pouvoir reproduire des comportements humains pour des cas pluri-articulaires (K. P. Tee et al. 2004). Il est capable ainsi d'amalgamer un ensemble de comportements viscoélastiques ayant des sources différentes (eg. propriétés intrinsèques et réflexes). Toutefois, bien qu'il puisse reproduire des comportements de rejet en perturbation pour de faibles mouvements, ses paramètres ne doivent pas être regardés comme des réalités physiques. Des modèles plus complexes doivent être utilisés lorsqu'on souhaite comprendre en profondeur un comportement biologique.

## 1.3 Problématiques et contributions

### 1.3.1 Complexité de l'estimation d'impédance lors de tâches dynamiques

L'une des difficultés soulevée par les estimations d'impédance mécanique vient de la nécessité de perturber le système étudié pour pouvoir réaliser des mesures. Même si certains auteurs ont proposé des méthodes en observant l'activité musculaire à l'aide de capteurs électromyographiques de surface (EMGs) pour en déduire l'impédance (A. Ajoudani et al. 2012; C. Castellini et al. 2014; H. Huang et al. 2020), une première phase de calibration reste nécessaire. Or dès lors que le mouvement est perturbé, on peut se demander dans quelle mesure la méthode implémentée influence les paramètres. De plus, pour le cas de l'impédance humaine, il est important de spécifier avec précision la *méthode de perturbation*, car les résultats peuvent diverger en fonction de l'aspect des perturbations. Par exemple, l'utilisation de perturbations vibratoires avec des fréquences élevées peut inhiber certains réflexes (J. W. Lance et al. 1973; R. Kearney et al. 1997).

L'impédance mécanique humaine regroupe plusieurs phénomènes, qui ont été présentés en partie en section 1.2.1. Ainsi, la durée sur laquelle l'impédance est estimée a aussi une influence sur les résultats des estimations, selon qu'on amalgame les réflexes et les propriétés intrinsèques ou qu'on essaie de les distinguer. Dans tous les cas, les actions volontaires doivent être exclues du comportement observé, car ces dernières ne peuvent pas être caractérisées par de simples modèles d'impédance. Or, des actions volontaires pouvant survenir après 100 ms (section 1.2.1), il faudrait idéalement estimer les paramètres d'impédance sur cet intervalle, ce qui pose des difficultés pour l'identification. M. S. Erden et A. Billard (2015a) et M. S. Erden et A. Billard (2015b) ont supposé que ces actions n'étaient pas dominantes sur un intervalle de 200 ms à 250 ms pour étendre la *durée pour l'identification*.

Par ailleurs, pour limiter les effets non linéaires les perturbations doivent entraîner des déplacements faibles. Ces *faibles déplacements* entraînent la nécessité d'une précision accrue des équipements, et un filtrage efficace des bruits et biais qui peuvent entacher les mesures des capteurs cinématiques (position, vitesse) et dynamiques (accélération, force).

Finalement, à moins de se placer dans des configurations isométriques, ou de contraindre la trajectoire de référence, la *trajectoire virtuelle* n'est pas mesurable et doit être estimée. Ainsi dans une situation transposable à un contexte industriel, il faut être capable de reconstruire les trajectoires en force et en position sur un intervalle suffisant - en fonction du comportement perturbé -, et avec une précision importante du fait des difficultés précédemment évoquées.

La question scientifique soulevée est ainsi de chercher à savoir comment estimer l'impédance mécanique humaine au cours d'une tâche dynamique impliquant plusieurs articulations. Les contributions concernant cette question sont proposées dans les chapitres 2 et 3, et ont fait l'objet de deux publications en conférence (V. Fortineau et al. 2020a ; V. Fortineau et al. 2021c) et de trois communications (V. Fortineau et al. 2019 ; V. Fortineau et al. 2020b ; V. Fortineau et al. 2021b).

- Un *banc expérimental*, avec des équipements compatibles avec un environnement industriel réaliste, a été conçu, mis en place et utilisé pour conduire des estimations d'impédance du membre supérieur humain lors d'interactions physiques avec un robot. Le banc expérimental qui comprend un robot polyarticulé, un capteur de force 6 axes, et un système de capture de mouvements par caméra 3D est décrit dans le chapitre 4 et le contrôle du robot dans le chapitre 2, section 2.2.1.
- Deux méthodes de reconstruction distinctes des *trajectoires virtuelles* en position et force sont proposées pour permettre l'estimation des paramètres d'impédance du bras humain. Ces méthodes présentées dans le chapitre 3 ont été validées sur des trajectoires non perturbées et en simulation.
- Les erreurs sur les paramètres induites par la méthode d'identification ainsi que les erreurs dans les estimations de trajectoires sont aussi étudiées dans le chapitre 3.

### 1.3.2 Influence de l'impédance sur une tâche hybride

Une fois la méthode d'estimation d'impédance proposée, et un banc expérimental adapté mis en place, il reste à réaliser des estimations sur une quantité importante de participants, avec un nombre de mesures significatives afin de limiter les effets de la variabilité des estimations. Dans la littérature, il est rare de voir des études impliquant plus d'une dizaine de participants, car les expériences nécessitent souvent d'être répétées et peuvent s'avérer longues, ce qui complexifie l'organisation de ces dernières.

Dans ces travaux, les expériences ont été conduites sur une trentaine de participants, dont plus d'une dizaine avait déjà pu s'entraîner au cours de sessions préliminaires afin d'améliorer leur dextérité dans la tâche choisie pour les expériences. L'environnement virtuel de la tâche a été affiné antérieurement aux expériences afin que l'ensemble des participants, y compris les plus novices ou moins habiles, soient, après quelques minutes, capables d'achever les objectifs définis. Tous les participants ont finalement été capables d'arriver au terme des expériences.

Deux variations du contexte ont été par ailleurs proposées pour modifier la difficulté et la fréquence de la tâche rythmique de jonglerie, ce qui a permis d'étudier les influences extérieures sur les performances et sur l'impédance mécanique du membre supérieur chez l'humain. Les analyses statistiques conduites sur les participants décrites dans le chapitre 4 permettent de mieux qualifier le comportement humain en impédance cartésienne, en interaction avec un robot : d'une part pour essayer de comprendre le rôle de l'impédance mécanique dans la tâche de balle rebondissante, et d'autre part, pour observer ses variations, entre participants, et aussi au cours des cycles de la tâche.

- Des variations significatives ont pu être observées sur trois phases du cycle de la tâche, ce qui tendrait à indiquer que les variations d'impédance décrivent aussi une tendance rythmique.
- Des différences de performances significatives ont pu être observées parmi les participants, ce qui a permis de les répartir en plusieurs groupes de niveau, sans que cette répartition ne permette de tirer des conclusions en terme de variations d'impédance toutefois.

Ces résultats ont fait l'objet d'une publication en conférence (V. Fortineau et al. 2021a) et d'une soumission pour un article de journal (V. Fortineau et al. 2022).

### 1.3.3 Stabilité des interactions physiques humain-robot

Lors d'interactions physiques entre des humains et robots, c'est classiquement le critère de passivité détaillé dans le chapitre 5, qui est utilisé pour assurer la stabilité du couplage. Toutefois, cette limitation est conservative, et ne permet pas d'optimiser le contrôle robotisé pour des tâches dynamiques.

En utilisant les gammes de paramètres observés dans le chapitre 4, la passivité est relâchée et une analyse moins contraignante est conduite, en s'inspirant de ce qui est fait en étude de robustesse. Le compromis entre stabilité et transparence est étudié en théorie en cherchant à retrouver les cartographies expérimentales conduites lors du réglage de contrôle en admittance dans le chapitre 2.



# Chapitre 2

## Structures de commande pour les interactions physiques humain-robot

### Sommaire

---

<b>2.1 Les commandes collaboratives</b>	<b>40</b>
2.1.1 Commandes en impédance	40
2.1.1.a Contrôle en impédance virtuelle	40
2.1.1.b Contrôle en admittance virtuelle	43
2.1.1.c Contrôle à impédance variable	45
<b>2.2 Contrôle en admittance proposé</b>	<b>47</b>
2.2.1 Contrôle cartésien en admittance	47
2.2.1.a Tâche de jonglerie	48
2.2.1.b Boucle principale de contrôle	49
2.2.1.c Boucle de contrôle secondaire autour de $x_0$	50
2.2.1.d Boucle de contrôle secondaire autour de la configuration $q_0$	51
2.2.1.e Contrôle en transparence complet	52
2.2.2 Réglage des correcteurs	53
2.2.2.a Correcteur en admittance	53
2.2.2.b Boucles secondaires	55

---

Ce chapitre présente une courte revue de la littérature concernant les différentes structures de commandes interactives reposant sur l'idée de contrôle en impédance, c'est-à-dire cherchant à imposer un comportement dynamique visco-élastique au robot. Le contrôle proposé dans ces travaux est ensuite détaillé.

## 2.1 Les commandes collaboratives lors d'interactions physiques humain-robot

### 2.1.1 Commandes en impédance

Comme expliqué en section 1.1.3, contrôler un robot en impédance revient à exercer un contrôle en force indirect. Dans un premier temps les contrôles en impédance puis admittance virtuels sont présentés, puis les actionneurs à impédance variable sont introduits.

#### 2.1.1.a Contrôle en impédance virtuelle

Pour imiter et reproduire le comportement dynamique qu'auraient des composants en impédance comme un ressort ou un amortissement, il est possible de programmer un comportement dynamique souhaité. En utilisant les mesures ou estimations en position, vitesse, accélération et force, il est possible de définir des lois de commande pour réaliser un contrôle en impédance, qu'on pourra appeler virtuel car il simule une impédance, B. Vanderborght et al. (2013) parlent de contrôle actif de l'impédance.

**Robots rigides** C'est ainsi que N. Hogan (1985b) définit une loi de commande permettant d'imposer un comportement virtuel en impédance pour un bras robotisé rigide. Il est, dans un premier temps, nécessaire d'identifier un modèle dynamique du bras articulé, avec  $\mathbf{q}$  les positions angulaires,  $\dot{\mathbf{q}}$  les vitesses angulaires,  $\mathbf{A}$  la matrice d'inertie du robot,  $\mathbf{C}$  la matrice liée aux couples de Coriolis et centrifuge,  $\mathbf{v}_f$  les couples dépendant de la vitesse (frottements),  $\mathbf{g}$  les couples statiques dépendant de la configuration du robot (couples de gravité), et  $\boldsymbol{\tau}_{act}$  et  $\boldsymbol{\tau}_{ext}$  respectivement les couples des actionneurs et de l'interface :

$$\mathbf{A}(\boldsymbol{\theta})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{v}_f(\dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{g}(\mathbf{q}) = \boldsymbol{\tau}_{act} + \boldsymbol{\tau}_{ext} \quad (2.1)$$

On définit ensuite le comportement en impédance cartésienne (KBM) que l'on souhaite imposer au bras, avec les indices 0 désignant l'état d'équilibre que l'on souhaite imposer, aux positions  $\mathbf{x}$  et vitesses  $\dot{\mathbf{x}}$  :

$$\mathbf{f}_{ext} = \mathbf{K}(\mathbf{x}_0 - \mathbf{x}) + \mathbf{B}(\dot{\mathbf{x}}_0 - \dot{\mathbf{x}}) + \mathbf{M}\ddot{\mathbf{x}} \quad (2.2)$$

De ces deux équations, N. Hogan (1985b) déduit l'expression de la loi de commande permettant de parvenir au comportement souhaité en annulant les dynamiques naturelles du bras ; avec  $\mathbf{l}(\mathbf{q})$  le modèle géométrique direct (donné en annexe C pour le robot étudié) et  $\dot{\mathbf{J}}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}}$  issu de la dérivation de la relation  $\dot{\mathbf{x}} = \mathbf{J}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}}$  :

$$\begin{aligned} \boldsymbol{\tau}_{act} = & \mathbf{A}(\mathbf{q})\mathbf{J}(\mathbf{q})^{-1}\mathbf{M}^{-1}\mathbf{K}(\mathbf{x}_0 - \mathbf{l}(\mathbf{q})) + \mathbf{g}(\mathbf{q}) && \text{(termes en position)} \\ & + \mathbf{A}(\mathbf{q})\mathbf{J}(\mathbf{q})^{-1}\mathbf{M}^{-1}\mathbf{B}(\dot{\mathbf{x}}_0 - \mathbf{J}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{v}_f(\dot{\mathbf{q}}) && \text{(termes en vitesse)} \\ & + \mathbf{A}(\mathbf{q})\mathbf{J}(\mathbf{q})^{-1}\mathbf{M}^{-1}\mathbf{f}_{ext} - \mathbf{J}(\mathbf{q})^t\mathbf{f}_{ext} && \text{(termes en force)} \\ & - \mathbf{A}(\mathbf{q})\mathbf{J}(\mathbf{q})^{-1}\dot{\mathbf{J}}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} && \text{(termes de couplages inertiels)} \end{aligned} \quad (2.3)$$

Comme on peut l'observer sur l'équation (2.3), la commande en impédance proposée ne nécessite pas la connaissance du modèle géométrique inverse du robot. Elle comprend deux entrées  $\dot{\mathbf{x}}_0$  et  $\mathbf{x}_0$ , et trois matrices de paramètres  $\mathbf{K}$ ,  $\mathbf{B}$  et  $\mathbf{M}$  qui peuvent être définies pour modifier le comportement en impédance que l'on souhaite imposer. La figure 2.1 montre le cas de la commande en impédance décrite en équation (2.3), où la linéarisation par bouclage est plus lisible. Si l'on prend  $\mathbf{H}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) = \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{v}_f(\dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{g}(\mathbf{q})$ , les éléments du modèle dynamique du bras, alors le schéma de contrôle est équivalent au système présenté par N. Hogan (1985b).

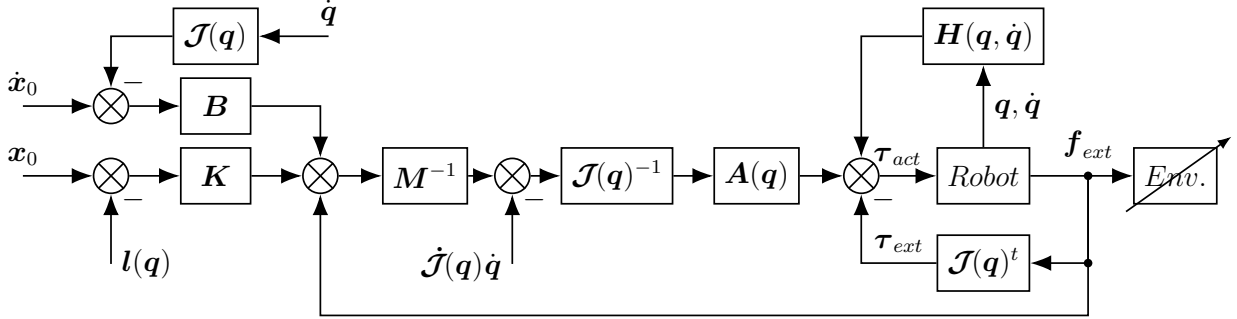


FIG. 2.1 : Schéma de la commande en impédance proposée par N. Hogan (1985b)

**Robots avec flexibilités** La commande en impédance a aussi été étendue aux robots présentant des flexibilités articulaires (2.4), et donc ayant déjà une impédance articulaire matérielle définie lors de leur conception (comme pour les actionneurs décrits par G. Pratt et M. Williamson (1995)), avec notamment  $\mathbf{K}_{tr}$  la raideur de la transmission entre les couples moteurs  $\boldsymbol{\theta}$  et articulaires  $\mathbf{q}$  et  $\mathbf{A}_m$  l'inertie de la motorisation. C. Ott et al. (2003) proposent une structure de commande en cascade avec un contrôle des couples internes  $\boldsymbol{\tau}_m$  permettant de découpler les dynamiques moteurs et articulaires.

$$\begin{aligned} \mathbf{A}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{g}(\mathbf{q}) &= \boldsymbol{\tau} + \boldsymbol{\tau}_{ext} \\ \mathbf{A}_m\ddot{\boldsymbol{\theta}} + \boldsymbol{\tau} &= \boldsymbol{\tau}_m \\ \boldsymbol{\tau} &= \mathbf{K}_{tr}(\boldsymbol{\theta} - \mathbf{q}) \end{aligned} \quad (2.4)$$

Le découplage est rendu possible en utilisant un changement de variables pour exprimer le système (2.5) en fonction des états  $(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \boldsymbol{\tau}, \dot{\boldsymbol{\tau}})$ , puis en réalisant une compensation par bouclage pour une partie des dynamiques de couples (2.6), avec la loi de commande  $\mathbf{u}$  (2.7) qui permet le découplage souhaité (C. Ott et al. 2003), en notant  $\boldsymbol{\epsilon}_\tau = \boldsymbol{\tau} - \boldsymbol{\tau}_d$  l'erreur de traînage de la boucle de couples interne vis à vis de la consigne  $\boldsymbol{\tau}_d$ , et  $\mathbf{K}_s$  et  $\mathbf{K}_t$  des matrices de gains définies positives.

$$\begin{aligned} \mathbf{A}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{g}(\mathbf{q}) &= \boldsymbol{\tau} + \boldsymbol{\tau}_{ext} \\ \mathbf{A}_m\mathbf{K}_{tr}^{-1}\ddot{\boldsymbol{\tau}} + \boldsymbol{\tau} &= \boldsymbol{\tau}_m - \mathbf{A}_m\mathbf{A}^{-1}(\boldsymbol{\tau} + \boldsymbol{\tau}_{ext} - \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} - \mathbf{g}(\mathbf{q})) \end{aligned} \quad (2.5)$$

$$\boldsymbol{\tau}_m = \mathbf{u} + \mathbf{A}_m\mathbf{A}(\mathbf{q})^{-1}(\boldsymbol{\tau} + \boldsymbol{\tau}_{ext} - \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} - \mathbf{g}(\mathbf{q})) \quad (2.6)$$



$$\mathbf{u} = \boldsymbol{\tau}_d + \mathbf{A}_m \mathbf{K}_{tr}^{-1} (\ddot{\boldsymbol{\tau}}_d - \mathbf{K}_s \dot{\boldsymbol{\epsilon}}_\tau - \mathbf{K}_t \boldsymbol{\epsilon}_\tau) \quad (2.7)$$

Le système ainsi obtenu est donné par (2.8).

$$\begin{aligned} \mathbf{A}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{g}(\mathbf{q}) &= \boldsymbol{\tau}_d + \boldsymbol{\epsilon}_\tau + \boldsymbol{\tau}_{ext} \\ \ddot{\boldsymbol{\epsilon}}_\tau + \mathbf{K}_s \dot{\boldsymbol{\epsilon}}_\tau + (\mathbf{K}_t + \mathbf{K}_{tr} \mathbf{A}_m^{-1}) \boldsymbol{\epsilon}_\tau &= 0 \end{aligned} \quad (2.8)$$

Il est toutefois important de noter que dans le cas des robots flexibles, un contrôle en impédance exact n'est pas atteignable (C. Ott et al. 2003), il est seulement possible d'approcher un comportement choisi de manière virtuelle en l'injectant en cascade sur la consigne  $\boldsymbol{\tau}_d$ . Les travaux de C. Ott et al. (2003) ne décrivent donc qu'une approximation d'un comportement en impédance cible, où la masse inertielle du robot est conservée.

Dans des travaux plus récents, M. Keppler et al. (2018b) et M. Keppler et al. (2018a) expliquent que lorsque des robots conçus avec des raideurs ou impédances articulaires sont contrôlés en impédance, assigner un comportement virtuel trop éloigné des dynamiques initiales a de grande chance d'échouer en pratique. En effet, bien que l'idée semble correcte en théorie, les erreurs de modélisation, la bande passante des actionneurs, les limitations d'amplitudes, etc (M. Keppler et al. 2018b) viennent borner le champ des possibles pour les dynamiques virtuelles souhaitées.

Une autre approche, nommée préservation des structures élastiques (ESP)<sup>1</sup> consiste alors à modifier au minimum les dynamiques originelles, et notamment les raideurs non linéaires, pour viser un comportement cartésien amorti ou même en raideur amortie (ESPi)<sup>2</sup> comme montré sur la figure 2.2.

L'exploitation des dynamiques initialement présentes d'un robot avec des flexibilités avait déjà été présentée, notamment pour des tâches rythmiques dans les travaux de thèse de M. M. Williamson (1999). Comme expliqué par G. Pratt et M. Williamson (1995), contrairement à une idée qui veut que la présence de flexibilité soit rarement souhaitable (K. Salisbury et al. 1991), la présence d'élasticité et de manière plus générale d'impédance au niveau articulaire présente des intérêts multiples dont on pourra citer (i) la tolérance au choc, (ii) la possibilité de transformer des problèmes de contrôle en force en commandes en position, (iii) la simplification des critères de stabilité, (iv) et surtout la possibilité d'emmagasiner de l'énergie pour des contrôles plus efficaces. Ce dernier point est notamment étudié lors des tâches rythmiques où l'exploitation de la raideur permet une amélioration des performances notamment d'un point de vue de l'efficacité énergétique.

On pourra par exemple citer les travaux de S. Haddadin et al. (2011), qui se sont efforcés d'exploiter la raideur et l'amortissement d'une main mécanique, placée à l'extrémité d'un bras robotisé (R. Burger et al. 2010) ayant des flexibilités articulaires non négligeables (2.4). Ces efforts ont été orientés pour réaliser une tâche de dribble avec un ballon de basket, sans système de vision, en programmant un observateur de la balle uniquement fondé sur les forces de contact, avec un contrôle d'impédance virtuelle pour assurer les interactions physiques. La main flexible a notamment permis d'absorber les chocs et d'augmenter le temps de contact avec la balle.

<sup>1</sup>« *Elastic structure preserving* » (M. Keppler et al. 2018b)

<sup>2</sup>« *Elastic structure preserving impedance* » (M. Keppler et al. 2018a)

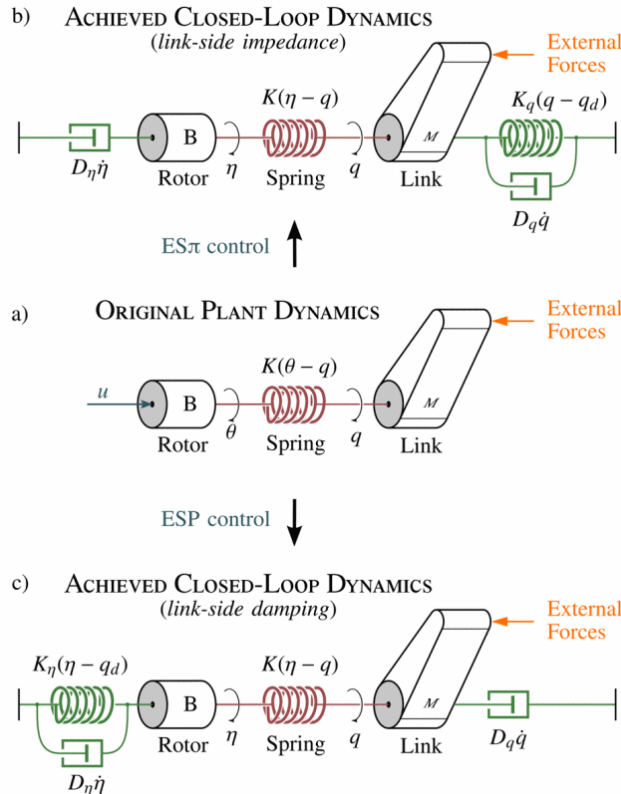


FIG. 2.2 : (a) Schéma d'une articulation avec une flexibilité en raideur. (b) Contrôle ESPi. (c) Contrôle ESP. (M. Keppler et al. 2018a)

On notera que ces contrôles sont simplifiés lorsque l'équipement robotisé permet à la fois une mesure de la position angulaire moteur et articulaire, et que les flexibilités sont connues, ce qui n'est pas le cas de la plupart des robots industriels.

### 2.1.1.b Contrôle en admittance virtuelle

L'appellation de contrôle en admittance a été introduite par W. S. Newman (1992) en référence à une méthode de contrôle utilisant les forces d'interaction pour générer un mouvement. Comme expliqué par A. Q. Keemink et al. (2018), dans leur revue de la littérature des contrôles en admittance, on peut considérer que tous types de contrôle utilisant une relation reliant une force vers un mouvement désiré peuvent être assimilés à un contrôle en admittance, la force et le mouvement pouvant être asservis et suivis simultanément. L'admittance est l'inverse de l'impédance, ainsi ces contrôles se placent dans une causalité inversée par rapport aux contrôles en impédance, plus répandus. Il existe donc une complémentarité entre ces deux types de contrôles (C. Ott et al. 2010 ; A. Q. Keemink et al. 2018).

Le contrôle d'un robot en admittance est particulièrement adapté lorsque les interactions entre un utilisateur humain et un robot sont localisées au niveau de l'effecteur final, et que l'objectif principal est de manipuler le robot pour qu'il soit guidé par les mouvements de l'utilisateur (bien que ces conditions ne soient pas nécessaires). Ce type de contrôle peut s'avérer particulièrement utile lorsque le robot est amené à interagir avec des environnements

souples (C. Ott et al. 2010). On peut alors utiliser un ou plusieurs capteurs de force pour mesurer les forces d'interaction  $\mathbf{f}_e$  qui sont utilisées pour générer des consignes de vitesse. Il est intéressant de noter que certains travaux récents proposent des contrôles en admittance sans l'utilisation de capteur de force, en utilisant des approches par observateurs pour estimer les couples articulaires par exemple (C. Yang et al. 2021).

On retrouve ainsi ce type de contrôle pour certaines tâches de téléopération où l'on cherche à reproduire l'impédance du bras humain obtenue lors de la manipulation d'un robot esclave<sup>3</sup> (A. Ajoudani et al. 2012; M. Laghi et al. 2020), et aussi lorsqu'on cherche à transmettre les sensations tactiles du robot maître lorsqu'il entre en contact avec son environnement. On parle alors de contrôle en admittance bilatéral (K. Hashtrudi-Zaad et S. E. Salcudean 2001; M. Tufail et C. W. de Silva 2014). On retrouve aussi ce type de contrôle pour les exosquelettes (B. Huang et al. 2017), où l'on souhaite que le robot soit le plus transparent possible afin de ne pas gêner le mouvement humain, mais aussi pour guider le mouvement dans des applications de réhabilitation (F. Ozkul et D. Erol Barkana 2011). Le contrôle en admittance peut être couplé en alternance avec des modes plus raides pour permettre l'injection de perturbations pour la qualification de propriétés des ensembles SNC et CMS, notamment pour des cas pathologiques (A. H. A. Stienen et al. 2011).

X. Lamy et al. (2009) s'est intéressé à ce type de contrôle collaboratif en étudiant notamment les dynamiques apparentes d'un robot pendant un contrôle en admittance, en cherchant à annuler les phénomènes liés à la vitesse comme les frottements visqueux et secs, et en minimisant l'inertie apparente, tout en assurant la stabilité des interactions.

### Correcteur en admittance naturelle<sup>4</sup>

Dans le cas du contrôle en admittance articulaire d'abord décrit par W. S. Newman (1992), il est possible d'imposer à un système physique un comportement en impédance en utilisant un capteur de force. Lorsque le capteur de force est placé sur l'effecteur, on parle de retour d'effort non colocalisé, les efforts n'étant pas mesurés au niveau articulaire. La figure 2.3 présente la boucle de contrôle permettant avec des réglages adéquats décrits notamment par X. Lamy et al. (2009), de donner un comportement en impédance avec une raideur et un amortissement nuls, tout en minimisant l'inertie.

Le schéma de la figure 2.3 décrit une boucle de contrôle au niveau articulaire avec une commande en vitesse du robot. On distingue  $Z_{env}$ , qui représente l'impédance variable non modélisée d'un environnement en interaction physique avec le robot,  $\mathcal{J}$  la matrice jacobienne du robot,  $\mathbf{f}_e$  les forces d'interaction mesurées par le capteur, exprimées dans la même base que le robot et  $\mathbf{v}_e$  les vitesses d'interaction générées par le robot. On peut passer des forces aux couples articulaires en utilisant la matrice jacobienne (W. Khalil et E. Dombre 2002), comme montré en équation (2.9). En nommant  $n$ , le nombre d'articulations actionnées du robot, les  $n$  correcteurs proportionnels de la boucle interne en vitesse, représentés par la matrice diagonale  $\mathbf{K}_v \in \mathbb{R}^n$ , permettent de compenser les effets dûs aux frottements secs (W. S. Newman et Y. Zhang 1994). La matrice diagonale  $\mathbf{K}_i \in \mathbb{R}^n$  contient les gains des correcteurs en admittance de la boucle en couples d'interaction, permettant de réduire l'inertie apparente du robot (X. Lamy 2011, Chapitre 3).

<sup>3</sup>On pourra parler de télé-impédance (A. Ajoudani et al. 2012).

<sup>4</sup>« *Natural Admittance Controller* »

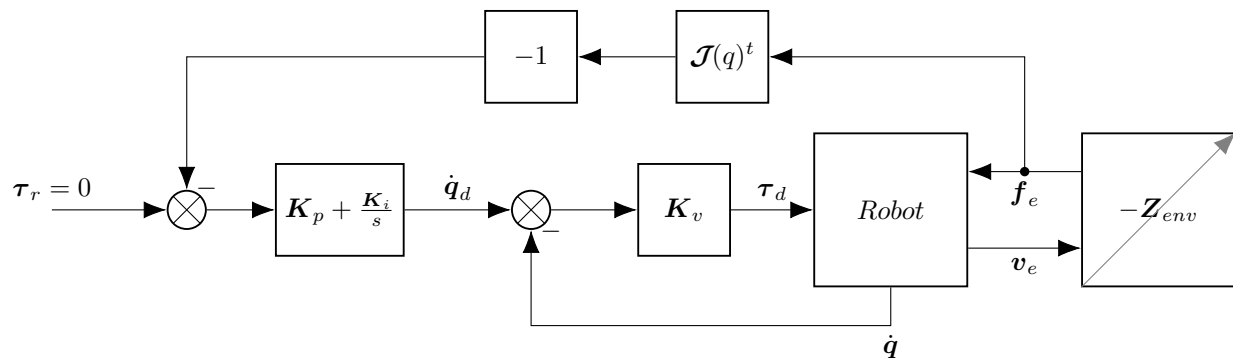


FIG. 2.3 : Schéma bloc du contrôle en admittance articulaire avec capteur de force proposé par X. Lamy et al. (2009)

$$\tau_e = \mathcal{J}(q)^t f_e \quad (2.9)$$

Ainsi pour le cas uni-articulaire, une relation directe existe entre l'inertie apparente du robot en basse fréquence  $J_r$  et les gains des correcteurs intégral  $k_i$  et proportionnel  $k_v$  (X. Lamy 2011, Chapitre 3). L'amortissement côté moteur du modèle viscoélastique entre le moteur et le capteur d'effort est noté  $b_m$  (X. Lamy 2011, Chapitre 2) :

$$J_r = \frac{k_v + b_m}{k_i k_v} \quad (2.10)$$

La réduction apparente de l'inertie est limitée du fait de la présence de flexibilités dans les articulations (même faibles). En effet, les gains des correcteurs sont bornés par la stabilité de la boucle, comme détaillé par X. Lamy (2011, Chapitre 3), ce dernier utilise la passivité pour garantir la stabilité des interactions en l'absence de modélisation de l'environnement. En effet, sans information sur la raideur d'un environnement, la passivité permet d'assurer une interaction stable, lorsque l'environnement est passif. Ainsi, X. Lamy (2011, Chapitre 3) montre que seule l'inertie du côté de la motorisation peut être annulée, en se reposant sur un calcul négligeant les frottements entre la motorisation et l'articulation (X. Lamy 2011, équation 3.4 à 3.9). Les contraintes conservatives induites par la passivité peuvent toutefois être relâchées, à condition de connaître l'amplitude des variations des propriétés viscoélastiques de l'environnement (S. P. Buerger et N. Hogan 2007).

### 2.1.1.c Contrôle à impédance variable

**Variation d'impédance virtuelle** Afin d'améliorer l'expérience des utilisateurs lors de manipulations de robot pour des tâches collaboratives, F. Ficuciello et al. (2015) proposent une modulation virtuelle des paramètres en impédance. Plus particulièrement, les auteurs proposent de faire varier l'amortissement cartésien en notant que lors de mouvements rapides, un amortissement faible est souhaitable, alors que lors des mouvements lents et précis, c'est l'inverse. La masse virtuelle du contrôle en impédance est modifiée en fonction des variations d'amortissement pour assurer la stabilité, qui a été évaluée expérimentalement. Les auteurs ont ensuite comparé empiriquement la méthode de contrôle en impédance cartésienne variable

avec deux autres contrôles en impédance à gain constant, et ont montré que le meilleur compromis de précision et vitesse d'exécution était obtenu avec la méthode variable.

On trouve par ailleurs d'autres méthodes de variation d'impédance cartésienne, notamment sur la raideur. Ces méthodes sont conçues pour essayer d'améliorer l'expérience des participants lors de la manipulation d'un robot. Ainsi, S. Gopinathan et al. (2017) utilisent une modulation adaptative de la raideur cartésienne en utilisant les mesures des forces d'interaction après un calibrage personnalisé pour chaque participant. L. Peternel et al. (2018) proposent quand à eux d'adapter la raideur du contrôle en impédance en fonction d'une estimation de la raideur des participants, qui repose sur des mesures de l'activité musculaire (EMG), ainsi que sur un index de fatigue. L. Roveda et al. (2020) utilisent une commande prédictive et de l'apprentissage renforcé pour moduler la raideur dans le but de minimiser les forces d'interaction.

**Actionneurs à impédance variable (AIV)** Une autre méthode pour les interactions physiques est d'utiliser des robots avec des articulations dont l'impédance est contrôlable. On va alors au delà du concept de robots flexibles contrôlés en impédance virtuelle (section 2.1.1.a), puisque non seulement ces actionneurs présentent des propriétés intrinsèques en impédance, mais ces propriétés peuvent en plus être modulées (A. Albu-Schäffer et al. 2011), comme le montre l'exemple de la figure 2.4. Les caractéristiques intéressantes des actionneurs flexibles sont donc conservées, avec notamment l'absorption des chocs et la capacité d'emmagasiner de l'énergie pour ensuite la restituer.

Comme détaillé par B. Vanderborght et al. (2013), dans une revue de la littérature concernant ces actionneurs, ce contrôle se fait au prix d'une augmentation du nombre de moteurs, ou d'actionneurs. Par exemple, pour une raideur modulable, il faudra compter un moteur pour le contrôle en position, et un supplémentaire pour le réglage du ou des éléments élastiques (Y. Huang et Q. Wang 2016). Contrairement à la modulation d'impédance virtuelle, les changements des propriétés ne peuvent pas être réalisés « *instantanément* », et les valeurs des gains sont limitées par des considérations physiques. Toutefois, un avantage non négligeable des AIV réside dans la possible simplification de la mise en place du contrôle en impédance, notamment comparativement aux actionneurs ayant des flexibilités fixes.

### Aparté : AIV et contrôles rythmiques

Les AIV sont particulièrement adaptés aux tâches rythmiques, où le stockage d'énergie permet d'améliorer l'efficacité du robot. C'est aussi pour conserver cette efficacité que l'amortissement est généralement très faible. Ainsi, pour la locomotion, des contrôles en couples et raideurs articulaires combinés ont permis à Y. Huang et Q. Wang (2016) de constater que ces techniques permettent de gérer une balance entre la rapidité et la souplesse des mouvements générés. Il est d'autant plus intéressant de noter que les commandes étaient produites à l'aide d'oscillateurs dont la conception est inspirée biologiquement par les structures neurales de certains animaux (K. Matsuoka 1985 ; A. J. Ijspeert 2008 ; P. A. Guertin 2009).

On trouve des contrôles de raideur bio-inspirés avec une modulation rappelant la démarche de N. Hogan (1984) pour simuler une adaptation de la raideur grâce aux co-contractions, avec les travaux de J. Yamaguchi et al. (1998) pour la marche d'un robot reproduisant les membres

inférieurs humains, ou de R. Mengacci et al. (2021) pour les membres supérieurs, en proposant une extension des travaux sur la PSE (section 2.1.1.a) aux actionneurs agoniste-antagoniste.

Il est important de souligner, comme rappelé par B. Vanderborght et al. (2013) que les actionneurs à raideur variable présentent l'inconvénient de diminuer la fréquence de résonance mécanique, ce qui limite la bande passante réalisable. Cette résonance mécanique peut être contrecarrée à l'aide d'un amortissement virtuel, ce qui vient toutefois dégrader les performances énergétiques, ou d'actionneurs combinant une raideur et un amortissement variables.

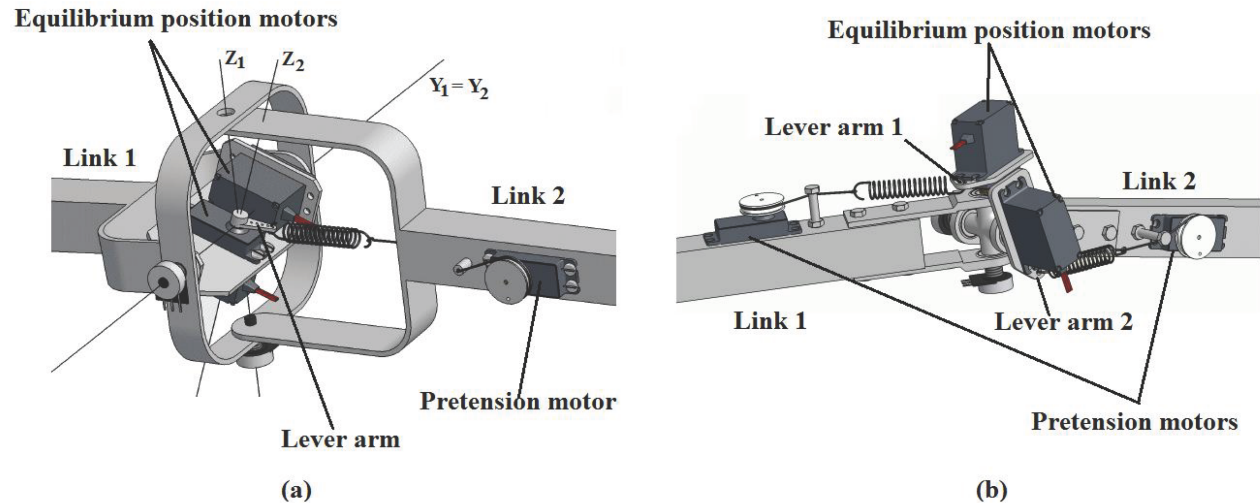


FIG. 2.4 : (a) MACCEPA à deux degrés de liberté et une raideur variable et (b) MACCEPA complet avec deux degrés de liberté et deux raideurs variables indépendantes (M. Weckx et al. 2014). On peut facilement distinguer les moteurs gérant la position de ceux modulant la raideur.

## 2.2 Contrôle en admittance proposé

Dans le cadre de l'expérience devant être mise en place (chapitre 4), un utilisateur doit pouvoir manipuler un robot par son effecteur final, en minimisant l'influence du robot pour le rendre aussi transparent que possible, tout en assurant la stabilité des interactions. Le contrôle en admittance décrit section 2.1.1.b se prête particulièrement à l'application désirée, aussi dans un premier temps, le schéma de contrôle articulaire figure 2.3 est considéré pour réaliser l'interaction physique.

### 2.2.1 Contrôle cartésien en admittance

Le contrôle proposé est adapté à la tâche de jonglerie étudiée, mais peut être appliqué à d'autres tâches similaires ayant des caractéristiques proches. La tâche de jonglerie est donc présentée dans un premier temps, avant de décrire le contrôle en admittance mis en place.

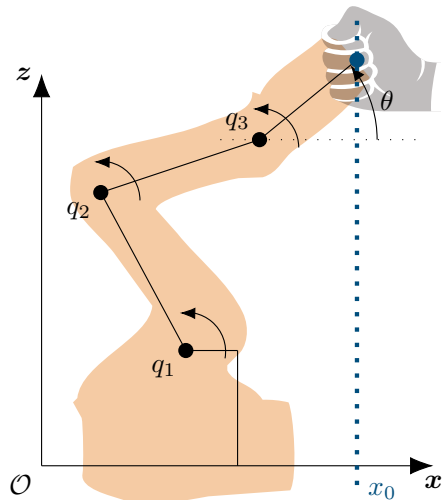


FIG. 2.5 : Schéma du robot utilisé, youBot de KUKA, avec ses cinq articulations rotoïdes. Seules trois sont contrôlées en admittance, la première et la dernière étant simplement contrôlées en position pour être fixes. Les trois degrés de liberté restant  $(\vec{x}, \vec{z}, \vec{\theta})$  sont représentés.

### 2.2.1.a Tâche de jonglerie

La tâche de jonglerie est bien connue en sciences du mouvement humain. Dans cette tâche, des participants doivent faire rebondir la balle pour atteindre une hauteur cible  $h^*$ , soit en utilisant leur main comme le ferait un jongleur, soit en utilisant une raquette comme le ferait un pongiste.

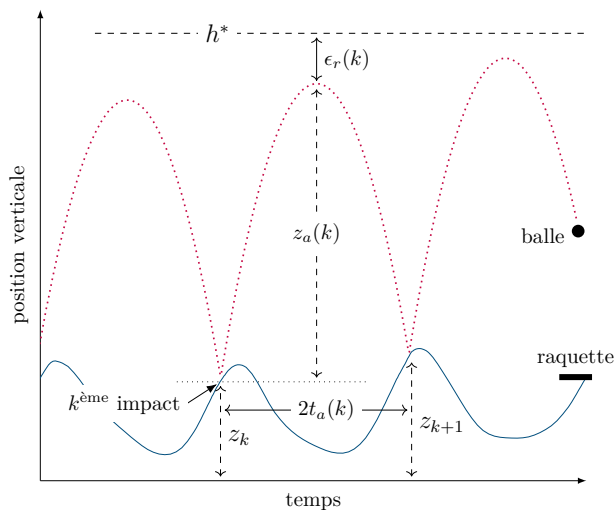


FIG. 2.6 : Trajectoires d'une raquette (ligne bleue) et d'une balle (pointillés rouges) pendant une tâche de jonglerie avec une hauteur cible  $h^*$  (tirets noirs).

Entre deux impacts  $k$  et  $k + 1$  aux instants  $t_k$  et  $t_{k+1}$ , le mouvement de la balle est décrit par l'équation balistique (2.11), avec  $z_b(t)$  la position de la balle le long d'un axe vertical  $z$ ,  $\dot{z}_b^+(t_k)$  la vitesse de la balle juste après l'impact  $k$ ,  $z_b(t_k)$  la position de la balle à ce même



instant  $t_k$ ,  $t$  le temps qui s'est écoulé depuis le dernier impact  $k$  et enfin,  $g$  l'accélération gravitationnelle.

$$z_b(t) = -\frac{1}{2}gt^2 + \dot{z}_b^+(t_k)t + z_b(t_k) \quad (2.11)$$

L'impact cinématique de la balle sur la raquette est modélisé d'une manière simplifiée par l'équation (2.12), avec l'utilisation d'un coefficient de restitution  $\alpha = 0.6$ , décrit notamment par G. Avrin et al. (2018), pour modéliser le transfert d'énergie entre la balle et la raquette. La position de la raquette est notée  $z_p$  et la vitesse de la balle à l'instant juste avant l'impact  $k$  est donnée par  $\dot{z}_b^-(t_k) = \dot{z}_b^+(t_{k-1}) - gt$ .

$$\dot{z}_b^+(t_k) = \max \left( \dot{z}_p(t_k), \frac{m_p \left( (1 + \alpha) \dot{z}_p(t_k) - \alpha \dot{z}_b^-(t_k) \right) + m_b \dot{z}_b^-(t_k)}{m_p + m_b} \right) \quad (2.12)$$

La simulation haptique des impacts de balle est réalisée en utilisant le système d'injection des perturbations en couples décrit en section 3.2.1. La force de l'impact est estimée en utilisant l'équation (2.13), inspirée par les travaux de Y. Kawazoe (2002), avec les indices  $b$  et  $p$  faisant respectivement référence à la balle et à la raquette, pour les vitesses  $v$  ( $v_b(t_k) = \dot{z}_b(t_k)$ ) et les masses  $m$ . Les masses de la balle  $m_b$  et de la raquette  $m_p$ , ont respectivement été fixées à 0.058 kg et 1 kg.  $\hat{K}$  correspond à une raideur grossièrement estimée du couplage balle-raquette-robot-bras ( $\hat{K} = 650$ ).

$$f_i(t_k) = -(v_b(t_k) - v_p(t_k))(1 + \alpha) \frac{\sqrt{m_b \hat{K}}}{\pi \sqrt{1 + m_b/m_p}} \quad (2.13)$$

La tâche étudiée étant limitée dans un espace de travail cartésien, il est intéressant de réaliser l'asservissement directement dans cet espace. Les commandes cartésiennes en vitesse, peuvent être passées au niveau articulaire à l'aide de l'équation (E.2) (W. Khalil et E. Dombre 2002) assurant l'absence des effets de couplages, mis en évidence dans l'annexe E. On vérifie ainsi que dans le cas d'un asservissement idéal ( $\dot{\mathbf{q}} = \dot{\mathbf{q}}_d$ ), aucun phénomène de couplage n'ait lieu. En réalité, des effets de couplage peuvent être entraînés par l'erreur de trainage de la boucle de vitesse articulaire (voir section 2.2.1.c).

La commande robotisée complète devra ainsi assurer la transparence du robot le long de l'axe de la tâche de balle rebondissante ( $\vec{z}$ ), tout en empêchant les mouvements sur les autres axes cartésiens. Le contrôle permettra ainsi l'exécution de la tâche de manière intuitive, en proposant un guide coulissant parallèle à l'axe  $\vec{z}$ , en  $x_0$ , comme montré en figure 2.5.

### 2.2.1.b Boucle principale de contrôle

L'objectif étant de minimiser les dynamiques intrinsèques du robot, pour une tâche le long de l'axe  $\mathbf{z}$ , un contrôle cartésien en admittance utilisant les forces d'interaction  $\mathbf{f}_e$  est proposé (figure 2.7), fortement inspiré par la méthodologie décrite en section 2.1.1.b au niveau articulaire. Ainsi, on retrouve un correcteur  $C_z$  proportionnel-intégral de gains  $K_p \in \mathbb{R}$  et  $K_i \in \mathbb{R}$ , à la différence qu'il s'agit cette fois d'un correcteur ne prenant qu'une seule entrée, et ne générant qu'une seule sortie (SISO, *single-input, single-output*). Le correcteur prend en entrée la composante en  $\mathbf{z}$  ( $f_z$ ) des forces d'interaction  $f_e$ , et génère en sortie, une consigne



cartésienne en vitesse pour l'effecteur du robot  $\dot{z}_d$ . Cette consigne en vitesse peut être passée au niveau articulaire en utilisant l'estimée du jacobien inverse  $\hat{\mathcal{J}}(q)^{-1}$  comme montré par l'équation (2.14).

$$\dot{\mathbf{q}}_d = \hat{\mathcal{J}}(q)^{-1} \begin{bmatrix} 0 & h_{C_z}(f_z) & 0 \end{bmatrix}^t \quad (2.14)$$

$$\mathcal{L}(h_{C_z}(f_z)) = C_z(s)f_z = \left( K_p + \frac{K_i}{s} \right) f_z \quad (2.15)$$

Si l'on considère un robot avec 3 articulations actionnées, opérant dans le plan  $(\vec{x} \ \vec{z})$ , avec les degrés de liberté  $(\vec{x} \ \vec{z} \ \vec{\theta})$ , hors de toutes configurations singulières, alors le jacobien  $\mathcal{J} \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$  est défini et inversible. Son expression est donnée en section D.1.

### 2.2.1.c Boucle de contrôle secondaire autour de $\mathbf{x}_0$

Comme expliqué en début de section 2.2.1, un contrôle cartésien permet d'annuler les effets de couplages théoriques dans le cas d'un contrôle idéal. Toutefois, si l'on considère l'erreur cartésienne de l'asservissement en vitesse  $\dot{\mathbf{x}}_\epsilon = \dot{\mathbf{x}}_d - \dot{\mathbf{x}}$ , avec  $\mathcal{J}$  le jacobien réel du robot et  $\hat{\mathcal{J}}$  le jacobien estimé, alors l'équation (2.16) décrit les phénomènes induits :

$$\begin{aligned} \dot{\mathbf{x}}_\epsilon &= \hat{\mathcal{J}}(q)\dot{\mathbf{q}}_d - \mathcal{J}(q)\dot{\mathbf{q}} \\ \dot{\mathbf{x}}_\epsilon &= \mathcal{J}(q)(\dot{\mathbf{q}}_d - \dot{\mathbf{q}}) + \hat{\mathcal{J}}(q)\dot{\mathbf{q}}_d - \mathcal{J}(q)\dot{\mathbf{q}} \\ \dot{\mathbf{x}}_\epsilon &= \mathcal{J}(q)\dot{\mathbf{q}}_\epsilon + \Delta\mathcal{J}(q)\dot{\mathbf{q}}_d \end{aligned} \quad (2.16)$$

On distingue alors deux sources d'erreurs pouvant donner lieu à des phénomènes de couplage :

1. l'erreur de trainage  $\dot{\mathbf{q}}_\epsilon$  provoquée par la dynamique de la boucle en vitesse articulaire du robot, et multipliée par le jacobien réel du robot  $\mathcal{J}(q)$ ,
2. les erreurs d'estimation du jacobien  $\Delta\mathcal{J}(q)$ , qui sont multipliées par les consignes de vitesses articulaires  $\dot{\mathbf{q}}_d$ .

La deuxième source d'erreur est difficile à quantifier, puisqu'elle provient d'une erreur de modélisation. Par ailleurs, on pourrait considérer les erreurs de mesure des vitesses articulaires, qui comme l'erreur précédente, nécessitent des équipements d'observation externes au robot (*e.g.* caméra), et un calibrage précis pour leur évaluation.

Les calculs théoriques de l'évaluation de la première erreur décrite montrent son influence sur l'axe  $\vec{x}$  en annexe F. En ayant choisi d'asservir le contrôle uniquement sur les forces en  $\vec{z}$ , les forces exercées sur l'axe  $\vec{x}$  ne sont plus utilisées par le contrôle en transparence. Il devient donc impossible de replacer le robot volontairement lors de la co-manipulation. En l'absence d'asservissement sur l'axe  $\vec{x}$ , il n'est donc pas possible d'assurer l'absence de déplacement sur cet axe, une dérive est donc possible.

Pour remédier à cette problématique, il suffit d'ajouter un asservissement proportionnel de gain  $K_x$  sur la position en  $\vec{x}$ , pour maintenir la position  $x_0$ . Cette tâche étant orthogonale à la principale - dans un cas idéal - la transparence n'en est pas affectée. L'équation (2.14) devient alors :

$$\dot{\mathbf{q}}_d = \hat{\mathcal{J}}(q)^{-1} \left( \begin{bmatrix} 0 & h_{C_z}(f_z) & 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} K_x & 0 & 0 \end{bmatrix} \cdot (\mathbf{x}_0 - \mathbf{x}) \right) \quad (2.17)$$

### 2.2.1.d Boucle de contrôle secondaire autour de la configuration $q_0$

Afin de garder un mouvement prévisible et au maximum anthropomorphe, on cherche à éviter les phénomènes de « retournement de coude », qui sont peu souhaitables et peuvent par ailleurs nuire à la fluidité du mouvement. Deux degrés de liberté sont actuellement utilisés - pour les tâches en  $\vec{z}$  et en  $\vec{x}$  -, il est donc envisageable d'utiliser le dernier degré de liberté pour traiter cette problématique. On souhaite donc maintenir le robot dans une configuration articulaire médiane lors de la tâche de jonglerie. Toutefois, on ne veut pas que cette nouvelle tâche nuise à la transparence du robot.

Pour ce faire, on peut projeter cette tâche articulaire dans le noyau de la tâche de transparence en  $\vec{z}$ . La méthodologie détaillée de projection de tâches dans les noyaux d'autres tâches est très bien résumée dans l'article de A. Dietrich et al. (2015). Ainsi on peut écrire  $\mathcal{J}_1$  (2.22) le jacobien de la tâche principale, qui se résume en fait à la deuxième ligne du jacobien  $\mathcal{J}$  (voir section D.1). Comme défini par A. Dietrich et al. (2015), le projecteur  $\mathbf{N}_2$  dans le noyau d'une tâche principale en couple  $\boldsymbol{\tau}_1$  s'écrit :

$$\boldsymbol{\tau}_2^p = \mathbf{N}_2^T(q)\boldsymbol{\tau}_2, \quad (2.18)$$

avec  $\boldsymbol{\tau}_2^p \in \mathbb{R}^n$  le couple de la tâche secondaire projetée qui n'interfère pas avec le couple de la tâche principale  $\boldsymbol{\tau}_1$ , et  $\mathbf{N}_2^T(q)$  défini dans l'équation (2.19) :

$$\mathbf{N}_2^T(q) = \mathbf{I} - \mathcal{J}_1(q)^t \left( \mathcal{J}_1(q)^{W^+} \right)^t, \quad (2.19)$$

en notant  $\mathbf{A}^{W^+}$  la pseudo-inverse pondérée d'une matrice A, comme définie par l'équation (2.20).

$$\mathbf{A}^{W^+} = \mathbf{W}^{-1} \mathbf{A}^t \left( \mathbf{A} \mathbf{W}^{-1} \mathbf{A}^t \right)^{-1} \quad (2.20)$$

A. Dietrich et al. (2015) se sont intéressés aux effets de la matrice de pondération  $\mathbf{W}$ . Ainsi, ils montrent que dans un cas statique, la projection est bien vérifiée en utilisant la matrice identité. Toutefois, ils montrent aussi que lorsque des dynamiques non négligeables rentrent en compte pour le robot, alors, la relation n'est plus vérifiée avec cette pondération. Il faut alors utiliser comme matrice de pondération la matrice d'inertie du robot. Dans le cas de ces travaux de thèse, la matrice identité a été utilisée.

La boucle de commande considérée pour l'expérience est réalisée en vitesse et non en couple comme c'est le cas dans l'article cité. Comme expliqué par H. Sadeghian et al. (2011), la relation est alors :

$$\dot{\boldsymbol{q}}_2^p = \left( \mathbf{I} - \mathcal{J}_1(q)^{W^+} \mathcal{J}_1(q) \right) \dot{\boldsymbol{q}}_2, \quad (2.21)$$

avec  $\left( \mathbf{I} - \mathcal{J}_1(q)^{W^+} \mathcal{J}_1(q) \right)$  la projection de  $\dot{\boldsymbol{q}}_2$  dans le noyau de la tâche  $\dot{\boldsymbol{q}}_1$ . Il est alors facile de vérifier les effets de la projection :

$$\mathcal{J}_1(q) = \begin{pmatrix} l_1 c_1 + l_2 c_{12} + l_3 c_{123} & l_2 c_{12} + l_3 c_{123} & l_3 c_{123} \end{pmatrix} \quad (2.22)$$

En injectant  $\mathcal{J}_1$  dans chacune des projections décrites par les équations (2.19) et (2.21), on peut vérifier leur validité. On s'intéresse alors aux effets de cette projection au niveau cartésien, comme le montre l'équation (2.23).

$$\dot{\boldsymbol{x}}_2^p = \mathcal{J}(q) \dot{\boldsymbol{q}}_2^p = \mathcal{J}(q) \left( \mathbf{I} - \mathcal{J}_1(q)^{W^+} \mathcal{J}_1(q) \right) \dot{\boldsymbol{q}}_2 \quad (2.23)$$

Ainsi, on veut vérifier si les précédentes équations génèrent des effets sur  $\dot{z}$ , la vitesse cartésienne en  $\vec{z}$ . On s'intéresse donc à la deuxième ligne de la matrice de la projection de l'équation (2.23), qu'on obtient en considérant la deuxième ligne de la matrice  $\mathcal{J}$ , que l'on a déjà définie sous le nom  $\mathcal{J}_1$ . On a alors, en utilisant la définition de la pseudo inverse donnée en équation (2.20), avec l'identité  $\mathbf{I} \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$  comme matrice de pondération :

$$\begin{aligned} \dot{\mathbf{x}}_2^p(2) &= \dot{z}_2^p = \mathcal{J}_1(q) \dot{\mathbf{q}}_2^p = \mathcal{J}_1(q) \left( \mathbf{I} - \mathcal{J}_1(q) \mathbf{I}^+ \mathcal{J}_1(q) \right) \dot{\mathbf{q}}_2 \\ \dot{z}_2^p &= \left( \mathcal{J}_1(q) - \mathcal{J}_1(q) \mathbf{I}^{-1} \mathcal{J}_1(q)^t \left( \mathcal{J}_1(q) \mathbf{I}^{-1} \mathcal{J}_1(q)^t \right)^{-1} \mathcal{J}_1(q) \right) \dot{\mathbf{q}}_2 \\ \dot{z}_2^p &= \left( \mathcal{J}_1(q) - \mathcal{J}_1(q) \mathcal{J}_1(q)^t \left( \mathcal{J}_1(q) \mathcal{J}_1(q)^t \right)^{-1} \mathcal{J}_1(q) \right) \dot{\mathbf{q}}_2 \end{aligned} \quad (2.24)$$

Or :

$$\left( \mathcal{J}_1(q) \mathcal{J}_1(q)^t \right) \left( \mathcal{J}_1(q) \mathcal{J}_1(q)^t \right)^{-1} = \mathbf{I},$$

d'où  $\dot{z}_2^p = 0$ . On a donc bien une projection dans le noyau de la tâche principale.

### 2.2.1.e Contrôle en transparence complet

La combinaison des trois tâches offre le schéma de contrôle présenté en figure 2.7. La transparence est assurée par la tâche principale active sur  $\vec{z}$ , les deux autres tâches n'ont pas d'influence sur la première puisque l'une est orthogonale et l'autre projetée en son noyau. Ces tâches annexes assurent notamment le maintien d'une position le long de l'axe  $\vec{x}$  pour éviter les dérives dues aux erreurs de trainages, modélisations et mesures.

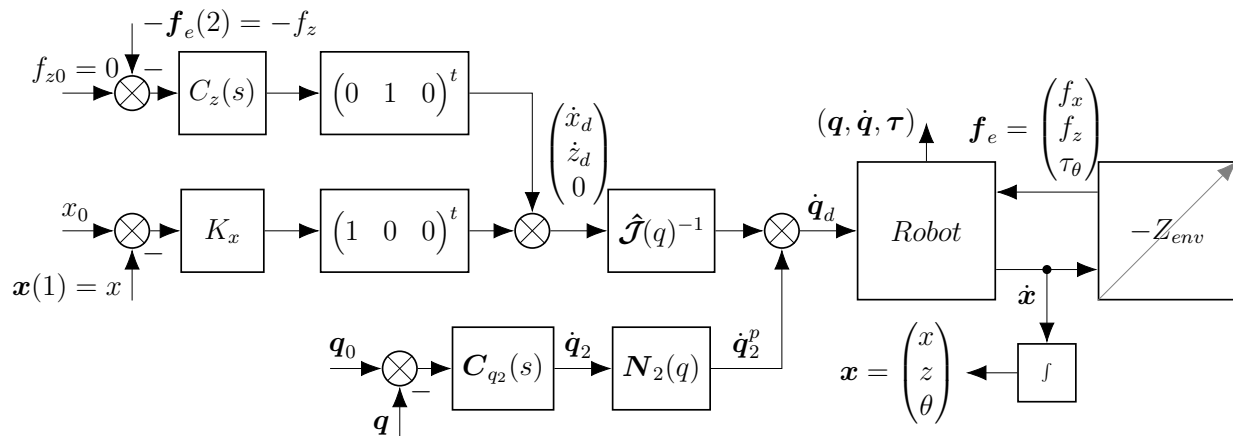


FIG. 2.7 : Schéma bloc du contrôle interactif du robot, pour une tâche guidée sur une dimension le long de  $z$ .  $\mathbf{f}_e$  représente les forces d'interaction dans le référentiel de la base du robot,  $\mathbf{q}$  les positions articulaires,  $\boldsymbol{\tau}$  les couples articulaires et  $\mathbf{x}$  les coordonnées cartésiennes de l'effecteur du robot.  $C_z = K_p + \frac{K_i}{s}$  est un correcteur Proportionnel Intégral (PI) responsable de la commande en admittance interactive.

avec :

- $\mathbf{x} \in \mathbb{R}^3$  les coordonnées cartésiennes de l'effecteur dans le référentiel fixe - base du robot -, défini par 2 translations et une rotation  $(x \ z \ \theta)$ ,
- $\mathbf{f}_e \in \mathbb{R}^3$  les forces d'interaction entre l'effecteur et l'environnement, toujours dans le référentiel fixe, défini par 2 forces et 1 couple,
- $\mathbf{q} \in \mathbb{R}^3$  le vecteur des positions articulaires,
- $\mathbf{q}_0 \in \mathbb{R}^3$  le vecteur des consignes de positions articulaires,
- $x_0 = -0.2$  la consigne en position sur l'axe  $\mathbf{x}$  (en m),
- $f_{z0} = 0$  la référence de force en  $\vec{z}$ ,
- $C_z(s)$  le correcteur pour la transparence le long de l'axe  $\mathbf{z}$ ,
- $C_{q_2}(s)$  le correcteur pour le maintien de la configuration  $\mathbf{q}_0$ ,
- $\hat{\mathcal{J}}(q)$  l'estimation du jacobien de l'effecteur,
- $N_2(q)$  le projecteur dans le noyau de la tâche principale.

Il reste alors le réglage des gains des différents correcteurs.

## 2.2.2 Réglage des correcteurs

### 2.2.2.a Correcteur en admittance

Les gains du correcteur  $C_z$  en admittance sont soumis au compromis transparence-stabilité. Ainsi, pour améliorer la transparence réduisant les dynamiques apparentes du robot, des gains de contrôle élevés sont souhaitables. Toutefois, la robustesse du robot doit permettre de maintenir une stabilité lors d'interactions physiques avec de larges gammes de raideurs, de manière à supporter les possibles co-contractions des participants. Pour assurer cette robustesse, les gains devront donc être limités. Comme rappelé en section 2.1.1.b, l'inertie d'un robot ne peut pas être parfaitement compensée dès lors qu'il existe des flexibilités dans les articulations, et sa réduction est limitée par la stabilité. Le robot ne devant interagir qu'avec des humains, le réglage utilisé par X. Lamy (2011, Chapitre 3), où la passivité assure notamment des interactions stables avec des environnements ayant des raideurs presque infinies (marbre), est conservatif et ne permet pas une transparence optimale ou même suffisante pour les expériences décrites au chapitre 4.

Pour assurer des interactions sûres et robustes, une cartographie (figure 2.8) de la stabilité a été déterminée empiriquement sous deux conditions expérimentales. Premièrement une co-manipulation la plus contraignante possible a été réalisée, qui correspond à un déplacement rythmique du robot avec des co-contractions intentionnelles du bras et de la main aussi intenses que possible. Ensuite, la deuxième condition a été exécutée dans des conditions nominales de la tâche de jonglerie, avec des co-contractions plus faibles. Pour chacune de ces conditions, le comportement de la boucle fermée est classé dans quatre catégories : i) Instable, impraticable, ii) Critique, à peine praticable, iii) Mal amorti, assez inconfortable, iv) Bien amorti, ou sans oscillation, confortable.

Des exemples théoriques des comportements décrits de la réponse en boucle fermée sont montrés en figure 2.8b. La cartographie empirique de la stabilité est donnée en figure 2.8a, en fonction du couple de paramètres  $(K_p, K_i)$ . Des marqueurs signalent le résultat des couples testés pour la première condition, et une zone hachurée indique la région confortable (iv) pour la deuxième condition. Comme on peut s’y attendre, la région de stabilité est plus vaste pour la condition avec un environnement plus souple, en concordance avec ce qui a été montré dans la littérature (C. Ott et al. 2010 ; A. Q. Keemink et al. 2018).

Dans cette première approche, le choix a été fait de se concentrer sur le ressenti empirique d’un utilisateur, une seconde approche plus théorique est abordée dans le chapitre 5. Le couple de paramètres du correcteur est donc choisi tel que le comportement soit stable et jugé le plus agréable possible lors de la première condition (2.25).

$$(K_p, K_i) = (0.015, 0.08) \tag{2.25}$$

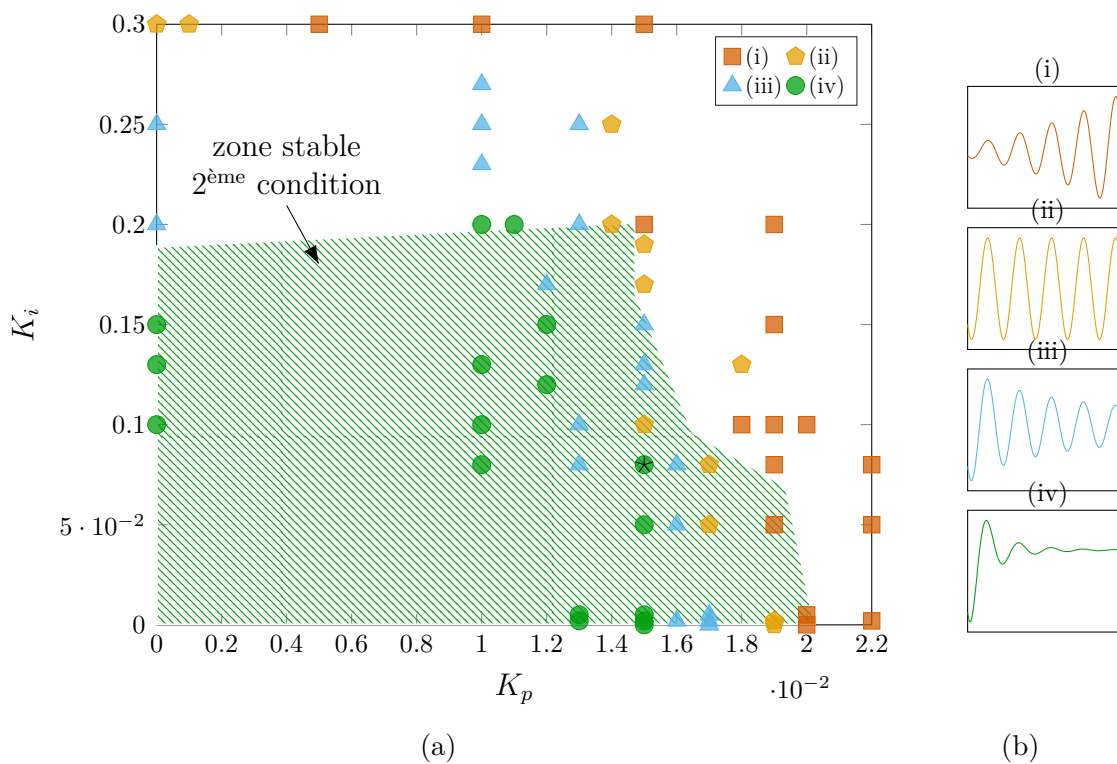


FIG. 2.8 : (a) Cartographie expérimentale de la stabilité en fonction des gains du correcteur en admittance. Première condition : co-manipulation avec des co-contractions intentionnelles du bras et de la main (formes). Deuxième condition : co-manipulation avec des co-contractions nominales pour la tâche de jonglerie (la zone verte hachurée représente la catégorie (iv)). Les gains utilisés sur le banc expérimental sont indiqués par une étoile. (b) Catégories typiques des réponses en force.

### 2.2.2.b Boucles secondaires

Le réglage des derniers correcteurs a aussi été effectué empiriquement. Le gain  $K_x$  pour la correction sur la position a été choisi de manière à fonctionner comme un guide le long de l'axe  $\vec{z}$  en  $x_0$ . Ainsi, si un utilisateur essaie de forcer un mouvement sur l'axe  $\vec{x}$ , le robot opposera un effort comme un ressort. Le contrôle du robot ayant été conçu pour fonctionner autour d'une configuration prédéfinie, des sécurités ont été programmées pour bloquer le robot lorsque des mouvements trop éloignés de  $x_0$  sont réalisés.

Le correcteur articulaire  $\mathbf{C}_{q2}$  a été défini comme un proportionnel dérivé (2.26), avec des gains identiques pour chaque articulation.

$$\mathbf{C}_{q2}(s) = (K_{pq2} + K_{dq2}s)\mathbf{I}_{3 \times 3} \quad (2.26)$$

$$(K_x, K_{pq2}, K_{dq2}) = (20, 5, 0.1) \quad (2.27)$$

Les réglages des boucles internes du robot sont précisés en annexe G.



# Chapitre 3

## Méthodologie d'estimation d'impédance mécanique humaine

### Sommaire

---

<b>3.1</b>	<b>État de l'art</b>	<b>58</b>
3.1.1	Méthodes de perturbation	58
3.1.1.a	Perturbations indicielles & impulsionnelles	58
3.1.1.b	Perturbations stochastiques	60
3.1.1.c	Autres perturbations	61
3.1.2	Méthodes d'identification	61
3.1.2.a	Méthodes paramétriques	61
3.1.2.b	Méthodes non-paramétriques	62
3.1.2.c	Autres méthodes	65
<b>3.2</b>	<b>Méthode proposée</b>	<b>66</b>
3.2.1	Injection des perturbations	66
3.2.2	Reconstruction de la trajectoire virtuelle	68
3.2.2.a	Moyenne	72
3.2.2.b	Table de correspondance	72
3.2.2.c	Splines	73
3.2.2.d	Filtrage	76
3.2.2.e	Réseaux de neurones récurrents	78
3.2.2.f	Sommes de sinus	80
3.2.3	Identification	83
3.2.3.a	Analyse de sensibilité locale	85
3.2.3.b	Validation en simulation	86

---



Dans ce chapitre, une courte revue des principales de méthodes utilisées pour l'estimation d'impédance mécanique chez l'Homme est présentée dans un premier temps. Les méthodologies choisies pour l'introduction des perturbations, l'estimation des trajectoires virtuelles en force et position ainsi que l'identification des paramètres en impédance sont ensuite détaillées.

### 3.1 État de l'art

Cette section présente les méthodes de perturbation et d'identification utilisées dans la littérature pour estimer les caractéristiques visco-élastiques humaines. Les méthodes présentées ne font pas toutes les mêmes suppositions concernant la modélisation du comportement en impédance humain.

#### 3.1.1 Méthodes de perturbation

Dans le cadre d'estimation d'impédance du mouvement humain, il est très important de spécifier la structure des perturbations utilisées. En effet, comme souligné par D. A. Kistemaker et L. A. Rozendaal (2011), la raideur et l'amortissement semblent non seulement dépendre des intervalles de temps observés pour estimer les paramètres, mais aussi des perturbations utilisées. Il est donc important de préciser la structure et la nature des perturbations, d'autant que ces dernières auront une influence sur le contexte expérimental et leur forme sera souvent dictée par les conditions, les objectifs visés et les méthodes d'identification proposées.

Dans tous les cas, il est important de rappeler que le comportement en impédance est considéré linéaire pour de faibles mouvements autour d'une trajectoire d'équilibre, et donc pour de faibles perturbations.

##### 3.1.1.a Perturbations indicielles & impulsionnelles

Les perturbations indicielles sont celles qu'on retrouve le plus dans la littérature. Lorsque leur durée est suffisamment faible, de l'ordre de la dizaine de millisecondes, on peut considérer qu'il s'agit de signaux impulsionnels. La durée des perturbations étant elle aussi critique pour l'identification des paramètres (D. A. Kistemaker et L. A. Rozendaal 2011), un effort particulier est donné à préciser l'amplitude et la durée des perturbations.

**Perturbations en position** Dans des travaux précurseurs, F. A. Mussa-Ivaldi et al. (1985) ont proposé un cadre expérimental pour réaliser des estimations de raideur lors de tâches en maintien de posture. C'est avec ce contexte à l'esprit qu'ils ont introduit des perturbations indicielles en position, d'amplitude de 5 mm et 8 mm, dont la direction était aléatoire. Ces perturbations avaient un régime transitoire d'environ 120 ms, suivi d'un long plateau de 1.5 s. L'utilisation de perturbations en position a l'avantage de permettre une estimation de la raideur seule, en réalisant l'identification uniquement à partir de données sur le régime permanent.

C'est notamment en s'inspirant de ces travaux que J. M. Dolan et al. (1993) ont proposé une identification simultanée de l'ensemble des paramètres en impédance du bras humain en utilisant notamment des perturbations avec des caractéristiques sous-amorties, c'est-à-dire

pour une structure oscillante de la réponse, sur des durées totales transitoires comprises entre 1.5 s et 2.0 s et des temps de premiers pics de l'ordre de 200 ms après le déclenchement de la perturbation.

Ces protocoles supposent toutefois de demander aux participants de ne pas réagir aux perturbations, pour éviter d'observer des comportements volontaires. Or sur des intervalles aussi longs (plus d'une seconde), il peut être difficile expérimentalement de s'assurer de l'absence de ces actions indésirables. Par ailleurs, cette méthodologie n'est pas applicable à des tâches en mouvement. Les déplacements induits sont trop longs, ce qui supposerait de pouvoir estimer la trajectoire de référence sur l'ensemble de la durée de la perturbation, pour pouvoir estimer le différentiel (directement accessible lors de tâches statiques). De plus, des perturbations aussi longues pourraient troubler la nature du mouvement en modifiant significativement l'écologie de la tâche.

C'est d'ailleurs les conclusions que tirent E. Burdet et al. (2000) dans leur expérience en mouvement pour des tâches de pointage. En effet, ces derniers se proposent aussi d'estimer la raideur seule en utilisant des perturbations en position. La problématique de l'estimation de la trajectoire virtuelle s'est donc posée aux auteurs (voir section 3.2.2.b). Il faut donc, pour simplifier cette problématique, que le régime transitoire des perturbations soit le plus court possible, pour que la phase de plateau soit atteinte le plus rapidement possible, et que la durée de cette dernière phase soit juste suffisante pour réaliser les estimations.

Dans leur article (E. Burdet et al. 2000), on distingue l'allure d'une de ces perturbations en position. On peut constater que le régime transitoire est de l'ordre de 50 ms aussi bien pour la phase montante que descendante, pour une phase de plateau d'environ 150 ms. Les auteurs ont souhaité écarter des phases transitoires trop abruptes, pour éviter d'engendrer des vibrations nuisibles à la tâche. La phase de transition était alors générée pour minimiser les vibrations à l'aide d'une commande servomotrice polynomiale du 6<sup>ème</sup> ordre, avec une accélération nulle aux extrémités, et une secousse<sup>1</sup> nulle en fin de perturbation.

On trouve toutefois assez peu d'exemples de perturbations indicielles en position lors de tâches en mouvement dans la littérature. Des auteurs souhaitant comparer des tâches statiques et en mouvement ont préféré utiliser des perturbations en force lors des mouvements (H. Gomi et M. Kawato 1997). En effet, ces dernières limitent la problématique posée par l'estimation de la trajectoire virtuelle en ligne, pour faire revenir le membre à sa position non perturbée.

**Perturbations en force** Injecter directement des perturbations en force simplifie une partie du problème, mais empêche la possibilité d'identifier la raideur seule à partir d'une phase plateau où la position est maintenue. En effet, plus aucune garantie n'est offerte sur la position. Toutefois par la même occasion, la trajectoire virtuelle n'a plus besoin d'être estimée en ligne. Ce type de perturbation se prête donc particulièrement aux tâches en mouvement, comme en atteste la littérature.

H. Gomi et M. Kawato (1997) ont ainsi proposé une expérience avec un manipulandum (figure 1.16) pour estimer l'impédance du bras en mouvement planaire, en perturbant la trajectoire à l'aide de petites perturbations indicielles en force, d'une durée brève d'environ 0.2 s. Cette durée reste de l'ordre de ce qui a été proposé pour les expériences perturbées

<sup>1</sup>Dérivée de l'accélération, souvent désignée par l'anglicisme "jerk".

en position, et malgré les instructions données de ne pas intervenir, des perturbations aussi longues étaient probablement perceptibles par les participants. La répétabilité de l'expérience étant importante pour réaliser des perturbations dans toutes les directions possibles à un instant donné, un mouvement très bref ( $<1$  s) avec des conditions de validité très strictes était imposé (tout mouvement éloigné de plus de 3 cm de la trajectoire moyenne, en dehors de la phase perturbée, était systématiquement rejeté).

Malgré ces difficultés, des perturbations indicielles en force de 100 ms ont pu être utilisées dans le cadre d'une tâche réaliste de soudure (M. S. Erden et A. Billard 2015b). Ces perturbations ont été commandées avec une amplitude de consigne de 4 N, choisie pour dépasser la force nominale observée pendant la manipulation d'un robot. Dans le cadre de cette expérience, le robot était utilisé pour introduire les perturbations, pendant que les participants le manipulaient. Il est toutefois nécessaire de noter que les signaux réels ont des effets au-delà de la durée de la consigne en force. Sur un exemple dévoilé dans leur publication, M. S. Erden et A. Billard (2015b) montrent ainsi que les effets de la perturbation en force s'étalent au moins jusqu'à 200 ms. L'objectif des auteurs n'était donc pas de réaliser des perturbations aussi peu perceptibles que possible.

Pour arriver à ce dernier objectif où les perturbations sont peu perceptibles, ces dernières doivent être aussi brèves que possible et de faibles intensités, de manière à ce que l'utilisateur ait du mal à discerner les bruits générés passivement par le contrôle de l'équipement (section 2.2) des perturbations volontairement introduites. On trouve des exemples de perturbations d'une durée de 30 ms dans les travaux de F. Popescu et al. (2003), sous la forme de deux impulsions de 15 ms, chacune dans une direction opposée, et d'une amplitude d'environ 20 N m. Pour atteindre ces performances, les perturbations ne sont pas injectées au niveau cartésien comme c'est le cas chez M. S. Erden et A. Billard (2015b), mais au niveau articulaire. En effet, ces derniers auteurs ne se sont intéressés qu'à un cas uni-articulaire dans leur expérience.

En simulation, D. Piovesan et al. (2012) ont aussi proposé d'introduire des perturbations impulsionnelles de 20 ms et d'amplitude 5 N, dans le but de réaliser des identifications fréquentielles. D'autres auteurs ont aussi proposé de générer des séquences d'impulsions d'amplitudes et de durées variables (F. Lacquaniti et al. 1993), sous la forme de perturbations qualifiées de stochastiques.

### 3.1.1.b Perturbations stochastiques

Dans leurs premières expériences pour identifier les paramètres en impédance, E. J. Perreault et al. (1999) ont proposé une simulation avec des perturbations sur un modèle à deux degrés de liberté du bras, en utilisant des faibles perturbations en force stochastiques et indépendantes ( $\approx 1$  N). Les auteurs soulignent que l'amplitude et la direction aléatoires des perturbations les rendent impossibles à prédire pour l'utilisateur, réduisant la probabilité d'actions volontaires. Toutefois, comme noté par J. J. Palazzolo et al. (2007), ce type de perturbations peut toujours entraîner des phénomènes compensatoires comme une augmentation des co-contractions ou à l'inverse une relaxation des muscles. Dans leurs expériences, J. J. Palazzolo et al. (2007) utilisent ce même type de perturbations, qu'ils génèrent à une fréquence d'échantillonnage de 500 Hz, en filtrant un signal aléatoire uniformément distribué, avec un filtre de Butterworth d'ordre 8, à une fréquence de coupure de 15 Hz, choisie pour dépasser la fréquence naturelle du bras, ne dépassant pas 3 Hz.

Plus tard, dans d'autres expériences non simulées (E. J. Perreault et al. 2001 ; E. J. Perreault et al. 2004), ces perturbations ont été injectées en position et non en force, dans le cadre d'expériences quasi-statiques, où les sujets devaient atteindre une force cible en luttant contre un mouvement. Une fois le régime permanent atteint, les perturbations étaient générées avec des amplitudes d'environ 2 cm, et des fréquences dans la gamme des perturbations physiologiquement rencontrées par les humains (K. A. Mann et al. 1989), c'est-à-dire avec une pente atténuante de 40 dB/décade à partir de 3 Hz.

Le principal avantage des perturbations stochastiques, quelle que soit leur nature, réside dans la richesse fréquentielle qu'elles offrent dans un espace temporel faible. Cette richesse permet de se dédouaner de répéter une même expérience pour permettre des perturbations pluri-directionnelles. Toutefois, il est important de souligner que ce type de perturbations semble inhiber certains comportements réflexes, comme le réflexe ostéotendineux (R. B. Stein et R. E. Kearney 1995), et en modifier d'autres, comme le réflexe tonique vibratoire<sup>2</sup>, du fait de leur structure assimilable à des vibrations (J. D. Gillies et al. 1969 ; J. W. Lance et al. 1973 ; G. C. Agarwal et G. L. Gottlieb 1980 ; A. Barrera-Curiel et al. 2019).

### 3.1.1.c Autres perturbations

Au delà des catégories présentées, on trouve d'autres formes moins représentées dans la littérature comme les perturbations sinusoïdales (D. J. Bennett et al. 1994 ; H. M. Hondori et L. Shih-Fu 2010), les champs de force (E. Burdet et al. 2001 ; D. W. Franklin et al. 2003), l'utilisation d'objets pour générer de réels impacts (K. H. Lee et al. 2017) où même d'outils, utilisés dans le cadre de tâches précises, pour générer des perturbations aussi écologiques<sup>3</sup> que possible (G.-H. Phan et al. 2020).

## 3.1.2 Méthodes d'identification

De la même manière qu'il est important de préciser la structure et la nature des perturbations utilisées, la méthode d'identification utilisée est aussi importante à préciser. En effet, si l'on s'intéresse par exemple aux méthodes régressives, l'intervalle de temps utilisé pour l'identification aura une influence non négligeable sur la signification des paramètres estimés. En fonction de la durée d'identification, des comportements réflexes plus ou moins courts ainsi que des actions volontaires pourraient être amalgamés.

### 3.1.2.a Méthodes paramétriques

Les méthodes les plus répandues pour réaliser l'identification des paramètres d'un modèle en impédance restent les méthodes réduisant l'erreur de prédiction (F. A. Mussa-Ivaldi et al. 1985 ; J. M. Dolan et al. 1993 ; T. Tsuji et al. 1995 ; H. Gomi et M. Kawato 1997 ; E. Burdet et al. 2000 ; M. S. Erden et A. Billard 2015a ; H. Börner et al. 2020). Ces techniques requièrent plusieurs mesures pour une même position ou un même point de la trajectoire, afin de pouvoir non seulement évaluer les paramètres dans plusieurs directions et axes, mais aussi pour obtenir des mesures plus fiables (D. Piovesan et al. 2012). Ces méthodes reposent donc sur l'hypothèse

---

<sup>2</sup>Tonic vibration reflex

<sup>3</sup>Présentes dans l'environnement naturel, habituel.

d'ergodicité des propriétés mécaniques des membres humains, c'est-à-dire qu'elles restent inchangées lors de faibles répétitions aux conditions identiques.

Lorsque des perturbations en position sont appliquées, la pose du membre peut être maintenue sur une phase de plateau statique, c'est-à-dire avec une accélération et vitesse nulles. Il devient alors assez trivial de déduire la raideur, ou du moins la raideur apparente (M. L. Latash et V. M. Zatsiorsky 1993), comme le ratio de force de réaction sur le déplacement généré pendant cette phase statique. Une simple régression linéaire suffit alors pour minimiser les erreurs de prédiction (F. A. Mussa-Ivaldi et al. 1985 ; E. Burdet et al. 2000).

Pour identifier l'ensemble des paramètres  $K$ ,  $B$  et  $M$ , le régime transitoire du comportement de rejet aux perturbations doit être analysé, et les variables cinématiques et dynamiques doivent être mesurées ou estimées. J. M. Dolan et al. (1993) ont utilisé une méthode récursive des moindres carrés pour identifier les paramètres sur une période de 1 s après l'injection de la perturbation. La convergence des paramètres était maintenue avec une variation de moins de 8 % après 0.5 s.

Pour éviter de faire reposer l'identification sur des dérivées numériques, sujettes à des erreurs importantes, T. Tsuji et al. (1995) ont préféré étudier la double intégration du modèle KBM (3.21) pour réaliser une identification des paramètres sur une fenêtre d'observation de 450 ms, qu'ils ont déterminée en s'intéressant aux coefficients de détermination (3.33) de la reconstruction de la position.

En soulignant que les propriétés géométriques des membres humains sont invariantes pour un sujet sur une période donnée, H. Gomi et M. Kawato (1997) ont proposé d'estimer dans un premier temps les propriétés inertielles du bras humain, avant de réaliser l'identification des paramètres en impédance au niveau articulaire. Le modèle articulaire (1.16) utilisé par les auteurs est légèrement différent, puisqu'il ne se place pas au niveau cartésien. Pour la tâche dynamique étudiée, l'identification des paramètres restants, avec notamment la raideur et l'amortissement articulaire, a été réalisée sur une fenêtre de 0.28 s.

Dans des travaux plus récents, M. S. Erden et A. Billard (2015b) ont souhaité réduire au maximum la fenêtre d'identification pour limiter les effets induits par des actions volontaires ou de faible conscience, tout en assurant une identification aussi fiable que possible. Ainsi, au cours de deux expériences assez similaires les auteurs ont ainsi pu réaliser des identifications avec respectivement 200 ms (M. S. Erden et A. Billard 2015a) et 250 ms (M. S. Erden et A. Billard 2015b), avec un échantillonnage de 1 kHz. Dans tous les cas, un peu moins de 10 % des estimations ont été rejetées à cause de paramètres non réalistes (masses négatives,...).

### 3.1.2.b Méthodes non-paramétriques

Le comportement en impédance du bras regroupant plusieurs phénomènes non linéaires, certains auteurs (E. J. Perreault et al. 1999 ; D. Ludvig et al. 2011 ; D. Piovesan et al. 2012 ; D. L. Guarin et R. E. Kearney 2018 ; G. Cavallo et al. 2018) ont cherché à identifier les caractéristiques viscoélastiques du bras, en limitant les suppositions sur le modèle, grâce à des méthodes dites non paramétriques. De cette manière, ils espèrent notamment séparer les comportements réflexes des propriétés intrinsèques des membres humains, pouvoir relâcher des hypothèses contraignantes, ou valables dans des cas statiques uniquement et mieux s'approcher de réalités biologiques. Ces méthodes d'identification reposent principalement sur des perturbations stochastiques, bien que D. Piovesan et al. (2012) utilisent des impulsions,

D. L. Guarin et R. E. Kearney (2018) des créneaux et G. Cavallo et al. (2018) des sommes de sinusoides.

**Méthodes « MIMO »** On distingue les méthodes proposées par E. J. Perreault et al. (1999) et E. J. Perreault et al. (2001), qui prennent comme seul présupposé que le comportement cartésien de la raideur est linéaire pour de faibles perturbations, et donc que les propriétés dynamiques de la raideur peuvent être caractérisées par les matrices de réponses fréquentielles ou impulsionnelles, grâce à l'utilisation de perturbations stochastiques (section 3.1.1.b). Les auteurs représentent alors le modèle viscoélastique d'un membre dans le plan comme un système à plusieurs entrées (en force) et plusieurs sorties (en position) qui peut être représenté par plusieurs systèmes à plusieurs entrées  $e_i$  et d'uniques sorties  $s_i$ , avec des effets de couplages ( $c$ ) et du bruit  $n$  sur chaque sortie, comme montré sur la figure 3.1.

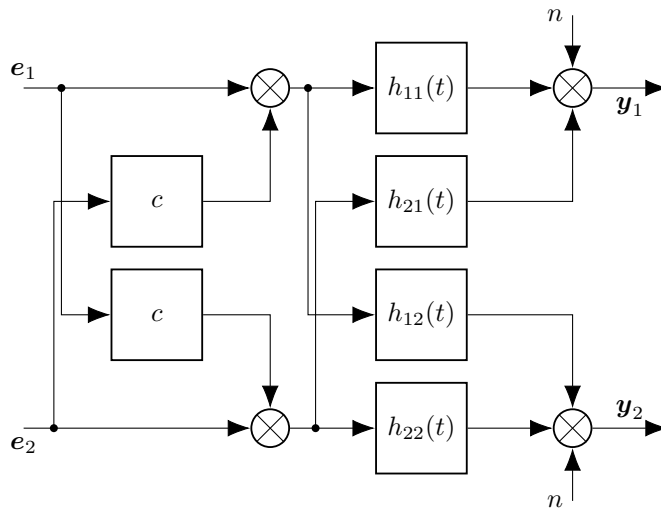


FIG. 3.1 : Modèle à plusieurs entrées et sorties proposé par E. J. Perreault et al. (1999), avec  $h_{ij}$  la fonction de transfert liant l'entrée  $e_i$  à la sortie  $y_j$ .

Les auteurs proposent alors deux méthodes, l'une fréquentielle et l'autre temporelle pour réaliser l'identification. La méthode fréquentielle repose sur les analyses inter et auto-spectrales<sup>4</sup> des entrées et sorties, qui sont liées par la relation (3.1), avec  $G_{e_i y_j}$  l'inter-spectre entre l'entrée  $e_i$  et la sortie  $y_j$ ,  $G_{e_i e_k}$  l'inter-spectre entre les entrées  $e_i$  et  $e_k$  et  $H_{e_k y_j}$  la fonction de transfert reliant l'entrée  $e_k$  à la sortie  $y_j$ .

$$G_{e_i y_j}(f) = \sum_{k=1}^N H_{y_j e_k}(f) \cdot G_{e_i e_k}(f) \quad (3.1)$$

La raideur cartésienne dynamique planaire peut alors être obtenue à l'aide de la cohérence  $\gamma_{x_1 x_2}$  entre les deux entrées du système (3.3), comme indiqué sur le système d'équations (3.2) qui résout le cas bidimensionnel de (3.1), avec  $j \in [1, 2]$ .

<sup>4</sup>Transformée de Fourier des inter et auto-corrélations



$$\begin{cases} H_{y_je_1}(f) = \frac{G_{e_1y_j}(f) \cdot \left(1 - \frac{G_{e_1e_2}(f)G_{e_2y_j}(f)}{G_{e_2e_2}(f) \cdot G_{e_1y_j}(f)}\right)}{G_{e_1e_1}(f) \cdot \left(1 - \gamma_{e_1e_2}^2(f)\right)} \\ H_{y_je_2}(f) = \frac{G_{e_2y_j}(f) \cdot \left(1 - \frac{G_{e_2e_1}(f)G_{e_1y_j}(f)}{G_{e_1e_1}(f) \cdot G_{e_2y_j}(f)}\right)}{G_{e_2e_2}(f) \cdot \left(1 - \gamma_{e_1e_2}^2(f)\right)} \end{cases} \quad (3.2)$$

$$\gamma_{e_1e_2}^2(f) = \frac{|G_{e_1e_2}(f)|^2}{G_{e_1e_1}(f) \cdot G_{e_2e_2}(f)} \quad (3.3)$$

L'autre méthode repose sur les réponses impulsionnelles  $h$  et les inter et auto-corrélations des entrées et sorties. Le symbole  $\phi_{ey}$  est utilisé pour noter la corrélation entre  $e$  et  $y$ . L'opérateur de convolution est noté  $*$ .

$$\phi_{e_iy_j}(t) = \sum_{k=1}^N h_{e_ky_j}(t) * \phi_{e_ie_k}(t) \quad (3.4)$$

Les réponses impulsionnelles et donc l'impédance peuvent alors être estimées en discrétisant (3.5) et représentant le système d'équation (3.4) sous forme matricielle, puis en utilisant l'inversion matricielle, en notant que la convolution peut s'écrire sous la forme du produit d'une matrice et d'un vecteur, comme détaillé par I. W. Hunter et R. E. Kearney (1983).

$$h(k) * \phi(k) \equiv \sum_{i=-p}^q h(i)\phi(i-k) \quad (3.5)$$

**Méthodes « cascade-parallèle »** Dans un autre courant de la littérature, D. Ludvig et al. (2011) s'appuient sur la méthode d'identification itérative dite « cascade-parallèle » de R. Kearney et al. (1997), avec la représentation des réflexes par un système de Hammerstein sur la vitesse (voir figure 1.15), qui permet d'identifier avec des cheminements différents la raideur intrinsèque de celle induite par les réflexes. Avec leur amélioration de l'algorithme proposé précédemment pour des identifications autour d'un point opérationnel, D. Ludvig et al. (2011) permettent l'identification des propriétés viscoélastiques variables en fonction du temps le long d'une trajectoire dynamique, pour une articulation.

Dans un premier temps, le couple mesuré doit être séparé entre celui lié aux propriétés intrinsèques et celui lié aux réflexes. Pour réussir à faire cette séparation, R. Kearney et al. (1997) identifient dans un premier temps la raideur intrinsèque seule, puisque le délai de la raideur réflexe rend nul cette dernière au début de la réaction. Passé ce délai, le couple intrinsèque  $\hat{\tau}_i$  est estimé à l'aide du modèle identifié aux instants précédents et de la position. La différence entre le couple mesuré et le couple intrinsèque estimé fournit alors le couple réflexe estimé restant  $\hat{\tau}_{ir}$ . Le système non linéaire de Hammerstein est alors identifié (détaillé ci-après), et le couple réflexe  $\hat{\tau}_r$  est cette fois estimé à partir de l'identification conduite. Il reste alors un couple résiduel  $\tau_{rr}$  qui est la différence entre la mesure et la somme des couples  $\hat{\tau}_i$  et  $\hat{\tau}_r$ . Le procédé est alors itéré sur le couple résiduel, et s'arrête lorsque la qualité de l'identification cesse de s'améliorer.

La raideur intrinsèque est identifiée de manière similaire à la méthode temporelle décrite par E. J. Perreault et al. (1999), avec l'utilisation des réponses impulsionnelles estimées. Pour que l'identification tienne compte de la variabilité des paramètres en fonction du temps, la méthode est utilisée avec des corrélations dépendantes du temps (M. Lortie et R. E. Kearney 2001). Les fonctions de corrélation sont alors estimées à chaque pas de temps, et les moyennes sont effectuées sur un ensemble de réalisations décrivant le même comportement variant en fonction du temps. L'identification matricielle est effectuée en utilisant une pseudo inversion détaillée par M. Lortie et R. E. Kearney (2001).

Enfin le système non linéaire de Hammerstein est identifié par itération en fixant tantôt la non-linéarité statique, tantôt le système dynamique, en cherchant à minimiser l'erreur quadratique entre une prédiction des composants du système de Hammerstein et la mesure. Ces derniers composants sont obtenus avec une méthode similaire à celle utilisée pour les propriétés intrinsèques, avec des estimations de la réponse impulsionnelle. Ce qui permet l'identification complète des raideurs réflexes et intrinsèques d'une articulation.

**Méthodes fréquentielles articulaires** Dans leurs travaux en simulation, D. Piovesan et al. (2012) se sont concentrés sur une approche fréquentielle pour estimer les propriétés viscoélastiques d'un membre sans faire reposer la méthode d'identification sur les suppositions de répétabilité ou de linéarité du mouvement. Les paramètres inertiels sont dans un premier temps estimés grâce à des mesures anthropométriques sur les segments des membres concernés, et des modèles inertiels précédemment comparés par les auteurs (D. Piovesan et al. 2011). La raideur et l'amortissement sont ensuite estimés par une analyse modale, en étudiant à chaque pas d'échantillonnage, les valeurs et vecteurs propres d'un système vibrationnel. Les fréquences naturelles sont estimées grâce à une analyse spectrale, et les modes de vibration le sont en utilisant une approche reposant sur leur séparabilité (les distances fréquentielles doivent être suffisantes entre chaque mode).

### 3.1.2.c Autres méthodes

On trouve aussi dans la littérature des méthodes reposant sur l'utilisation de capteur EMG, permettant d'estimer l'activité musculaire, et donc les couples articulaires (A. Ajoudani et al. 2011; C. Castellini et al. 2014; C. Wang et al. 2017). Pour réaliser l'estimation des différents couples, une première phase de calibration est nécessaire afin d'adapter les signaux des capteurs myographiques en fonction des sujets. Puis une deuxième phase de calibration doit être mise en place pour chercher les liens entre la raideur et les forces développées par les muscles agonistes et antagonistes (A. Ajoudani et al. 2011), ou par le couple généré (C. Castellini et al. 2014). Une fois cette dernière calibration réalisée, la raideur peut alors être estimée en ligne, sans même injecter de perturbations, simplement en observant l'activité musculaire. Les calibrations doivent être répétées pour chaque nouveau sujet.

Ce type de méthode se prête particulièrement aux applications en téléimpédance, où l'on va chercher, en ligne, à reproduire la raideur du manipulateur sans avoir à injecter de perturbations, pour éviter de troubler la réalisation d'une tâche.



## 3.2 Méthode proposée

Les identifications d'impédance sont ici réalisées hors ligne, les contraintes de temps d'exécution sont donc relâchées.

### 3.2.1 Injection des perturbations

Afin de limiter les effets extérieurs sur la tâche étudiée, et aussi pour réduire les effets non-linéaires du comportement viscoélastique en rejet de perturbation du bras humain, l'amplitude et la durée des perturbations devront être faibles, comme expliqué en section 3.1.1. Par ailleurs aucun système externe n'est prévu pour l'injection des perturbations, ce qui permet de rendre l'expérience plus facilement transposable, et de minimiser l'incidence d'équipements exogènes sur la réalisation de la tâche pour les participants. Les perturbations doivent donc être générées par le robot lui même, avec la stratégie de commande décrite en section 2.2.1.e.

Les perturbations en position requièrent une raideur importante pour atteindre un régime permanent rapidement de manière stable, ce qui semble peu compatible avec la stratégie de contrôle décrite en section 2.2.1.e. De plus, dans le cadre de tâches en mouvement, avec des dynamiques non négligeables et des trajectoires non triviales dont la répétabilité insuffisante est étudiée plus loin (section 3.2.2), le retour sur la trajectoire virtuelle non perturbée est complexe et risque fortement de dégrader les performances pour la réalisation de la tâche. Des perturbations en force sont donc seulement considérées par la suite, leur implémentation étant plus adaptée au contexte expérimental défini.

Au vu des éléments décrits dans la littérature en section 3.1.1, les perturbations stochastiques, pourraient être très intéressantes, mais elles risqueraient de perturber les utilisateurs sur des intervalles de temps importants (D. Piovesan et al. 2012), ce qui pourrait entraîner des modifications volontaires de la trajectoire de référence, rendant son estimation alors presque impossible. D'autre part, comme noté en section 3.1.1.b, ce type de perturbation peut modifier les réflexes (G. C. Agarwal et G. L. Gottlieb 1980 ; R. B. Stein et R. E. Kearney 1995) et donc changer l'écologie de la tâche. Afin de limiter au maximum l'influence des perturbations, des impulsions courtes sont préférables, d'autant qu'elles permettent à la fois des identifications avec les méthodes paramétriques (H. Gomi et M. Kawato 1997 ; M. S. Erden et A. Billard 2015a) et avec les méthodes non paramétriques (D. Piovesan et al. 2012). En réglant leur amplitude et leur durée de manière adéquate, elles pourraient devenir imperceptibles aux utilisateurs comparativement au bruit et aux dynamiques déjà existants sur le système.

Trois solutions sont envisageables pour introduire des perturbations en force directement avec le robot :

1. Modifier la référence de force  $f_{z0}$ ,
2. Introduire des perturbations en vitesse (cartésienne ou articulaire),
3. Introduire des perturbations dans la boucle interne de courant.

Selon la nature des perturbations on préférera certaines des solutions proposées. En effet, si l'on souhaite introduire des perturbations aussi brèves que possibles, comme c'est le cas ici

présent, c'est vers la dernière solution, celle au plus proche du robot, qu'on se tournera. C'est donc le choix qui a été fait ici.

Il est toutefois important de noter que la dernière solution nécessite de pouvoir intervenir au niveau des consignes de courant des boucles internes du robot, ce qui n'est pas le cas de la plupart des robots industriels. De plus, dans le cas de robots avec des flexibilités, et dynamiques non-négligeables, introduire des perturbations au niveau des couples moteurs ne permet pas de garantir l'amplitude des perturbations en force au niveau de l'effecteur final, à moins de compenser parfaitement les dynamiques internes du robot.

Si l'on souhaite introduire des perturbations plus lentes voire statiques, la première solution est la plus simple et la moins gourmande en calcul. Elle permet d'obtenir sans aucune modification de la boucle de contrôle une perturbation en force, dont l'amplitude est contrôlée par la boucle externe avec le capteur de force. Le régime transitoire de ces perturbations est toutefois soumis à la dynamique de la boucle externe en force, et donc, la dynamique la plus lente du système.

La deuxième solution requiert de compenser les boucles internes en vitesses articulaires du robot. De cette manière, en introduisant une perturbation en vitesse et en compensant la dynamique de ces boucles, il est possible de maîtriser indirectement des perturbations en courant, et donc en couple articulaire. Le régime transitoire de la perturbation sera soumis à la dynamique de la boucle de vitesse, plus rapide que la boucle externe en force. Cette méthode permet donc d'approcher des perturbations en courant, sans toutefois avoir besoin d'accéder aux boucles internes, c'est pourquoi elle est souvent choisie à défaut de pouvoir utiliser directement des consignes de courant.

Comme expliqué, on souhaite des perturbations de faibles amplitudes et brèves. Au vu des éléments de la littérature, une amplitude d'environ 3 N à 5 N est visée, dont la direction est colinéaire à la tâche, c'est-à-dire le long de l'axe vertical  $\vec{z}$ . Le sens doit être défini de manière aléatoire pour limiter la prévisibilité de la perturbation, mais aussi observer d'éventuelles différences, selon qu'on soit contre ou avec la gravité. La perturbation serait alors constituée d'un unique front montant puis descendant, pour une durée cible totale de 50 ms.

La figure 3.2 montre deux exemples de perturbation en force injectées directement au niveau des couples moteurs, pendant une interaction avec un utilisateur et le robot contrôlé en admittance comme décrit en section 2.2.1.e. Pour arriver à ce résultat, une demi-période de signal de consigne carrée d'une durée de 30 ms sur l'axe  $\vec{z}$  est transformée au niveau articulaire à l'aide de la transposée du jacobien du robot (3.6).

$$\boldsymbol{\tau} = \boldsymbol{\mathcal{J}}(q)^t \boldsymbol{f}_e \quad (3.6)$$

Pour introduire une perturbation en couple de 30 ms, la structure de commande décrite au chapitre 2 doit être déconnectée. La boucle interne de couple est directement attaquée avec la référence du couple perturbateur souhaitée. Après les 30 ms la boucle de vitesse et la structure de la figure 2.7 est reconnectée en conservant la même valeur de référence du couple qu'avant la perturbation. En fait, la consigne de couple perturbateur ayant une très courte durée, la supposition n'est faite que pendant cette intervalle de 30 ms, la variation de la consigne de couple produite par la boucle de vitesse est négligeable.

On voit donc que malgré les flexibilités du robot, il est possible d'injecter des perturbations de courte durée sur des amplitudes inférieures à 5 N. Toutefois, pour arriver à ces perturbations,

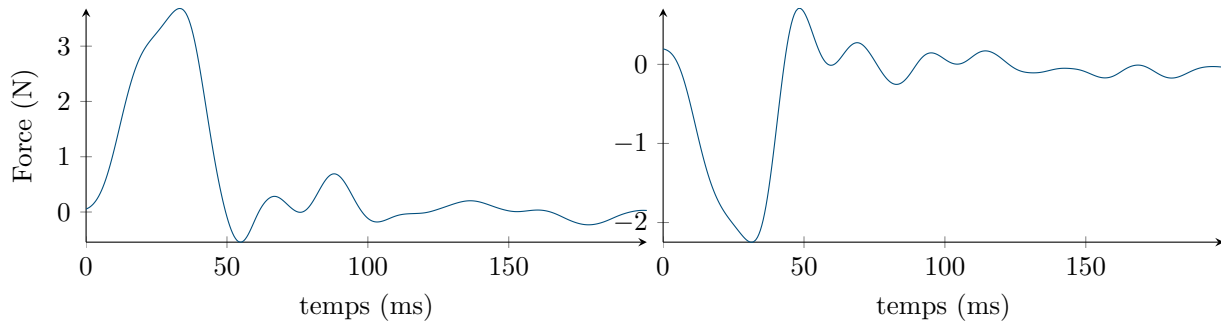


FIG. 3.2 : Exemples d'une perturbation positive et d'une négative, qui ont pu être extraites en utilisant la méthode décrite en section 3.2.2.f.

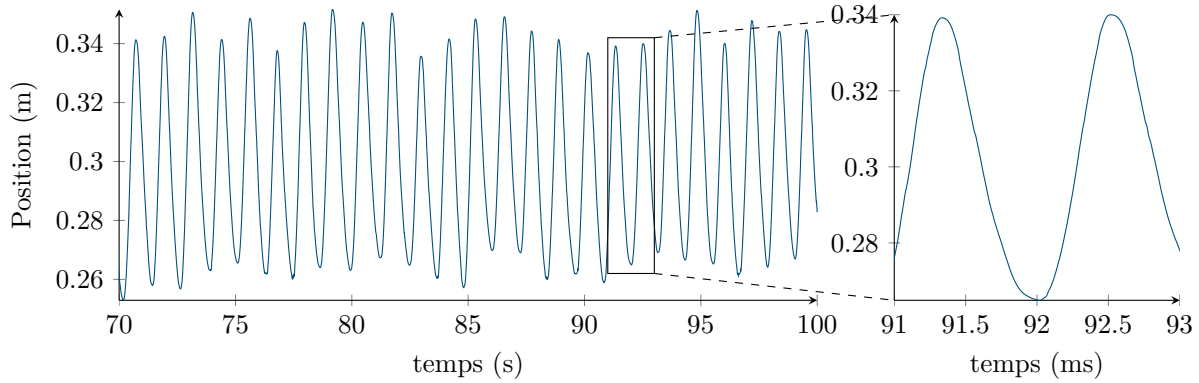
la consigne a du être modifiée, une référence de 5 N ne permettait pas d'observer des amplitudes suffisantes. Pour aller plus loin et minimiser les phénomènes vibratoires dus aux flexibilités, des techniques de modification de la consigne comme l'« *input shaping* » (T. Singh et W. Singhose 2002) pourraient être mises en place.

### 3.2.2 Reconstruction de la trajectoire virtuelle

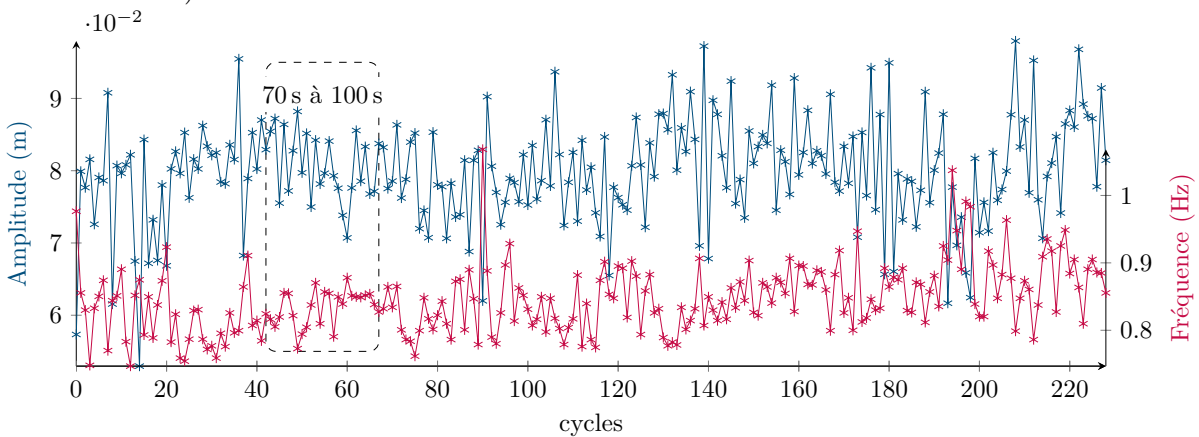
L'une des difficultés soulevées par l'estimation d'impédance lors de tâches en mouvement est l'estimation de la trajectoire dite *virtuelle* (T. Tsuji 1997) c'est-à-dire, la trajectoire qui aurait lieu en l'absence de toute perturbation. Dans un premier temps, plusieurs méthodes proposées dans la littérature ont été implémentées sur des trajectoires non-perturbées, de manière à pouvoir facilement évaluer leur capacité à approcher une trajectoire nominale. Seuls les effets de la gravité sur le poids du bras ne sont pas compensés, le poids du robot est quant à lui annulé par le contrôle adopté, mais sa masse inertielle ne l'est pas totalement (X. Lamy 2011, Chapitre 3).

Pour être capable d'estimer la trajectoire virtuelle, il est nécessaire de s'intéresser aux propriétés des signaux concernés, c'est-à-dire aussi bien à la position qu'à la force le long de l'axe  $\bar{z}$ . C'est dans ce but que plus de 2 h d'enregistrements ont été réalisées avec un sujet expérimenté sur deux configurations : i) l'une en l'absence de perturbations induites volontairement par le robot, l'utilisateur a donc été uniquement soumis au poids de son bras, ainsi qu'à la masse inertielle du robot avec le contrôle décrit au chapitre 2, ii) l'autre avec les perturbations prévisibles utilisées pour simuler l'impact de la balle (on peut alors parler de retour haptique simulant la pesanteur de la balle). Les essais ont été découpés en sessions de 5 min, avec des temps de repos pour limiter les phénomènes liés à la fatigue. L'une de ces interactions est partiellement présentée, pour la trajectoire en position en figure 3.3 et pour la force en figure 3.4. On peut constater sur la figure 3.3b que l'amplitude cyclique des trajectoires en position est comprise entre 5 cm et 10 cm et la fréquence cyclique entre 0.7 Hz et 1.1 Hz. Si l'on s'intéresse à l'ensemble des trajectoires, on peut constater que l'amplitude du mouvement reste toujours inférieure à 11 cm. Si l'on se penche sur la force, on peut observer sur la figure 3.4b une variation d'amplitude en force comprise entre 7 N et 15 N, et sur l'ensemble des essais, cette amplitude ne dépasse jamais 16 N.

Les analyses spectrales en figure 3.5, conduites sur l'ensemble des trajectoires confirment



(a) Portion de 30 s de la trajectoire en position (affichage sous-échantillonné à 100 Hz, pour la première session)



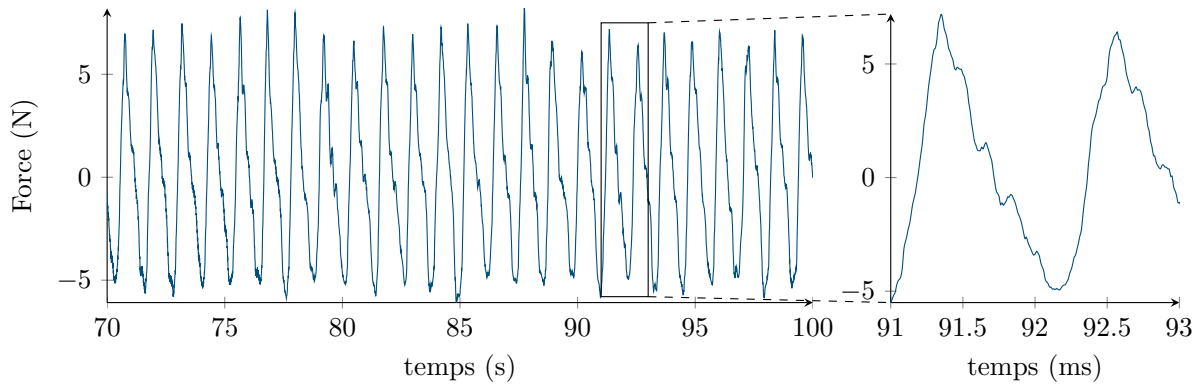
(b) Caractéristiques fréquentielles et d'amplitude des cycles

FIG. 3.3 : Exemple d'une trajectoire en position de 4.5 min, en l'absence de perturbations et de retours haptiques, pour un total de plus de 220 cycles. Lors de l'interaction avec le robot, le bras de l'utilisateur est soumis à son propre poids ainsi qu'à la masse inertielle du robot.

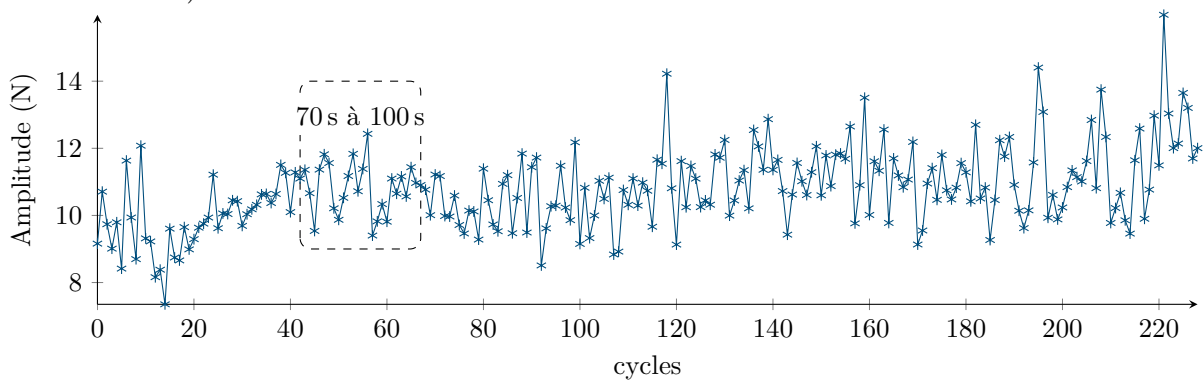
bien que les signaux en force ont un spectre plus riche que ceux en position. On retrouve la fréquence principale qui correspond à celle imposée par la tâche, déjà observable sur la figure 3.3b autour de 0.85 Hz. Les différences de puissance entre signaux avec et sans retours haptiques ne semblent visibles que sur la force, principalement au delà de 6 Hz.

L'identification des paramètres en impédance étant complètement dépendante de l'estimation des trajectoires virtuelles en force et en position, pour écrire la relation différentielle liant les forces et positions, une précision maximale est souhaitable. Ne pouvant pas garantir une résolution supérieure à celle fournie par les capteurs, un objectif cohérent serait d'essayer de maintenir la précision des données en visant une définition similaire à celle des équipements (voir section 4.1.2).

Plusieurs méthodes ont donc été éprouvées et sont détaillées dans les sections suivantes. Certaines sont inspirées de la littérature et servent notamment de référence pour comparer leur précision à celles des méthodes proposées. Les propriétés des signaux de force et de position étant différentes, deux méthodes ont été choisies.



(a) Portion de 30 s de la trajectoire en force (affichage sous-échantillonné à 100 Hz, pour la première session)



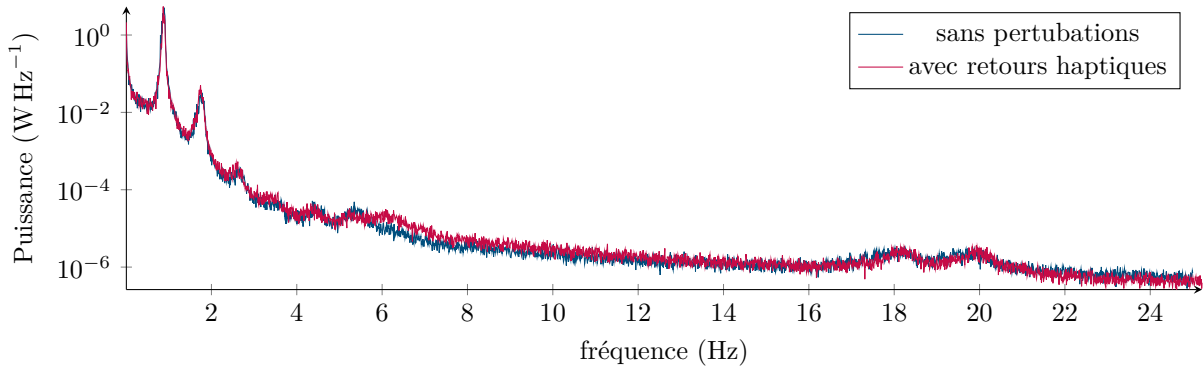
(b) Caractéristiques d'amplitude des cycles

FIG. 3.4 : Exemple d'une trajectoire en force de 4.5 min, en l'absence de perturbations et de retours haptiques, pour un total de plus de 220 cycles. Lors de l'interaction avec le robot, le bras de l'utilisateur est soumis à son propre poids ainsi qu'à la masse inertielle du robot.

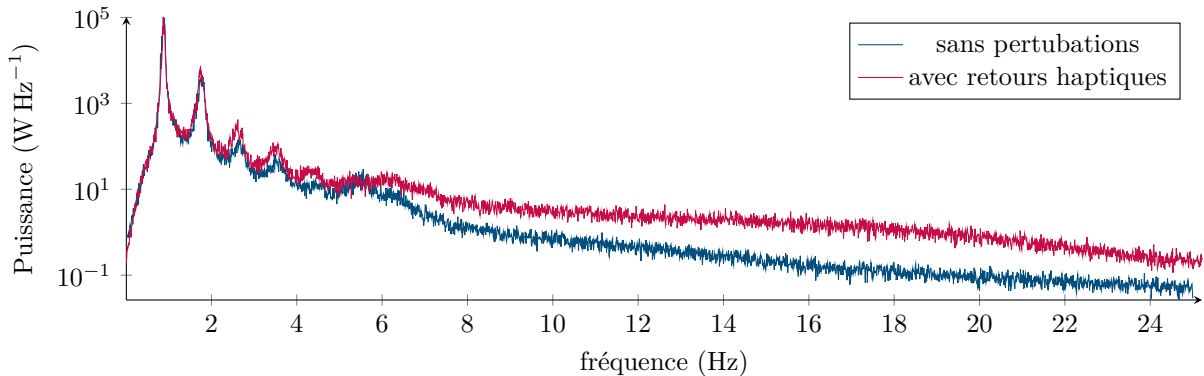
#### Aparté : Mesures exogènes

Le robot utilisé pour les expériences n'est pas complètement réversible et possède des flexibilités non négligeables. Par conséquent, mesurer les forces d'interaction en utilisant les courants moteurs s'avèrerait peu précis, tout comme estimer la position de l'effecteur final depuis les données articulaires. C'est pour pallier ces problématiques que des capteurs externes au robot ont été implémentés. Un capteur de forces et couples 6 axes a donc été utilisé à l'interface entre l'effecteur final du robot et la poignée, pour mesurer les forces d'interaction entre le robot et l'utilisateur. De même, pour obtenir la position cartésienne de la poignée avec plus de précision, un système de vision a été utilisé avec des marqueurs sur les parties rigides du dernier segment du robot. Ces équipements permettent selon les données des constructeurs d'atteindre une précision de 125 mN pour les forces et submillimétrique pour les positions, comme détaillé plus loin en section 4.1.2.

C'est l'interpolation d'une spline cubique, décrite en section 3.2.2.c, qui a été retenue pour la position. Cette méthode a l'avantage d'être simple à implémenter tout en présentant une



(a) Analyse spectrale des trajectoires en position



(b) Analyse spectrale des trajectoires en force

FIG. 3.5 : Moyenne des analyses spectrales conduites sur un total de 14 interactions d'environ 5 min, pour chacune des deux configurations testées : i) sans aucune perturbation ii) avec les perturbations introduites par les retours haptiques des impacts de balle simulés, pour les signaux en position et force.

précision moyenne submillimétrique. Sa principale faiblesse (elle utilise un point d'arrivée potentiellement encore perturbé et donc biaisé) peut aussi être vue comme une force. En effet, lorsque le bras est perturbé, les premières actions volontaires peuvent survenir après un peu plus de 100 ms (section 1.2.1.b), la trajectoire virtuelle peut alors être modifiée, même si ces changements sont considérés négligeables par certains auteurs (M. S. Erden et A. Billard 2015b). En réalisant une interpolation entre la trajectoire avant et après la perturbation, on peut s'attendre à ce que l'influence des actions volontaires soit réduite.

La trajectoire virtuelle en force a été plus laborieuse à approcher, le signal étant plus riche fréquentiellement. Des méthodes plus sophistiquées ont donc été proposées. Le choix a du être fait entre la méthode par filtrages successifs (voir section 3.2.2.d) et l'optimisation de sommes de sinusoides (voir section 3.2.2.f), l'approche par réseau de neurones n'ayant pas été suffisamment poussée pour produire des résultats compétitifs. Pour départager ces deux dernières méthodes, leurs erreurs RMS ont été comparées respectivement sur 100 ms et 200 ms, (voir tableau 3.2). Il est important de noter que l'estimation des erreurs est encore faite sur l'ensemble des expériences de la session i).

Ainsi, la méthode d'optimisation avec une somme de trois sinusoides est non seulement

plus rigoureuse, mais apporte aussi de meilleurs résultats. C'est donc cette dernière qui a été retenue. On peut par ailleurs noter que les intervalles choisis pour réaliser le calcul optimal peuvent aussi être améliorés (voir section 3.2.3.b).

### 3.2.2.a Moyenne

Lorsqu'une tâche est suffisamment répétable, chacune des trajectoires réalisées est proche de la moyenne des trajectoires précédentes. Cette méthode est aussi bien utilisée pour des tâches de pointage (H. Gomi et M. Kawato 1997) que pour des mouvements rythmiques (D. J. Bennett et al. 1992). Ainsi, après avoir déterminé les paramètres géométriques des matrices inertielles et de Coriolis (modèle (1.17)), H. Gomi et M. Kawato (1997) estiment les matrices de raideur et de viscosité articulaires en utilisant les trajectoires moyennes pour estimer le mouvement non perturbé :

$$\delta \mathbf{q}^i(t) = \mathbf{q}_s^i(t) - \frac{1}{n} \sum_i^n \mathbf{q}_s^i(t), \quad (3.7)$$

avec  $\mathbf{q}_s^i(t)$  la  $i^{\text{ème}}$  trajectoire avec le décalage présent juste avant la perturbation de soustrait.

Cette méthodologie a été implémentée sans succès dans le cas présent, sur les trajectoires rythmiques en position, les mouvements n'étant pas suffisamment répétables, y compris après des normalisations temporelle et d'amplitude. Un algorithme plus poussé décrit dans la section suivante a permis une nette amélioration des résultats.

### 3.2.2.b Table de correspondance

E. Burdet et al. (2000) ont proposé une méthode de prédiction de trajectoire en ligne, qui leur a permis d'injecter des perturbations en position lors de tâches en mouvement. Les auteurs déclarent obtenir des erreurs de prédiction de la position inférieures au centimètre après 200 ms. L'idée est d'utiliser la répétabilité du mouvement, ou du moins sa structure globale qui est supposée peu variante, notamment son profil de vitesse. Ainsi, en utilisant la moyenne des dix trajectoires précédentes, les auteurs proposent de créer un ensemble de profils de vitesse candidats en modulant la moyenne obtenue, aussi bien en modifiant l'amplitude du signal qu'en appliquant différents retards. Au total, 121 courbes candidates sont générées (11 amplitudes  $\times$  11 retards). Celle générant le moins d'erreur sur les dernières 100 ms est choisie à l'aide de la fonction récursive (3.8).

$$d_{i,k} = (v_k - w_{i,k})^2 + \alpha d_{i,k-1}, \quad (3.8)$$

avec  $v_k$  la vitesse de l'échantillon temporel et  $w_{i,k}$  le  $i^{\text{ème}}$  profil de vitesse candidat à l'instant  $k$  et  $\alpha$  un facteur d'oubli qui limite la mémoire aux cents dernières millisecondes.

Cette méthode suppose toutefois une répétabilité significative, puisque comme précisé par les auteurs, si la dernière trajectoire effective avait un écart type supérieur à 1.05 fois la précédente, alors elle n'était pas intégrée pour la moyenne glissante des 10 dernières trajectoires. En effet, E. Burdet et al. (2000) se placent dans le cadre d'une tâche de pointage, où l'objectif est constant. Or, dans le cadre d'une tâche rythmique, soumise notamment à la trajectoire, potentiellement chaotique, d'une balle, de nombreuses configurations peuvent se présenter.



Une version adaptée de cette méthode a été reproduite sur les trajectoires en position, en reprenant la fonction de coût (3.8) et aussi en utilisant l'erreur quadratique moyenne sur 100 ms pour choisir le meilleur candidat. Par ailleurs, la contrainte de pouvoir réaliser l'estimation en ligne étant relâchée, un nombre plus important de courbes candidates ont été générées (15 amplitudes  $\times$  11 retards = 165). Deux exemples de l'application de la version adaptée de l'algorithme sont fournis en figure 3.6, pour un cas satisfaisant et un cas non satisfaisant. Dans tous les cas, les performances sont conformes à celles divulguées par E. Burdet et al. (2000), c'est-à-dire une précision subcentimétrique.

Une évaluation sur l'ensemble des sessions de la racine des erreurs quadratiques moyennes du meilleur candidat révèlent un score moyen de 1.04 mm sur plus de 3000 cycles, pour une fenêtre d'évaluation de 200 ms.

Cette méthode ne se prête toutefois pas aux trajectoires en force qui ne sont pas suffisamment régulières. En effet, elles peuvent présenter des oscillations à l'intérieur des cycles, comme l'atteste la figure 3.4a, et aussi des formes plus variables que les trajectoires en position. Une moyenne des dix derniers signaux ne permettrait pas de retranscrire la richesse de ce signal. Des distorsions plus importantes que de simples décalages temporels et modifications d'amplitude seraient nécessaires.

### 3.2.2.c Splines

Si l'on regarde en détail des portions des signaux en position de l'ordre de quelques centaines de millisecondes, on peut remarquer que la structure du mouvement peut s'apparenter à des trajectoires polynomiales par morceaux. D'où l'idée d'estimer le mouvement en utilisant des fonctions polynomiales comme les *splines*, qui sont très souvent utilisées sous leur forme cubique  $S_3$  pour les interpolations.

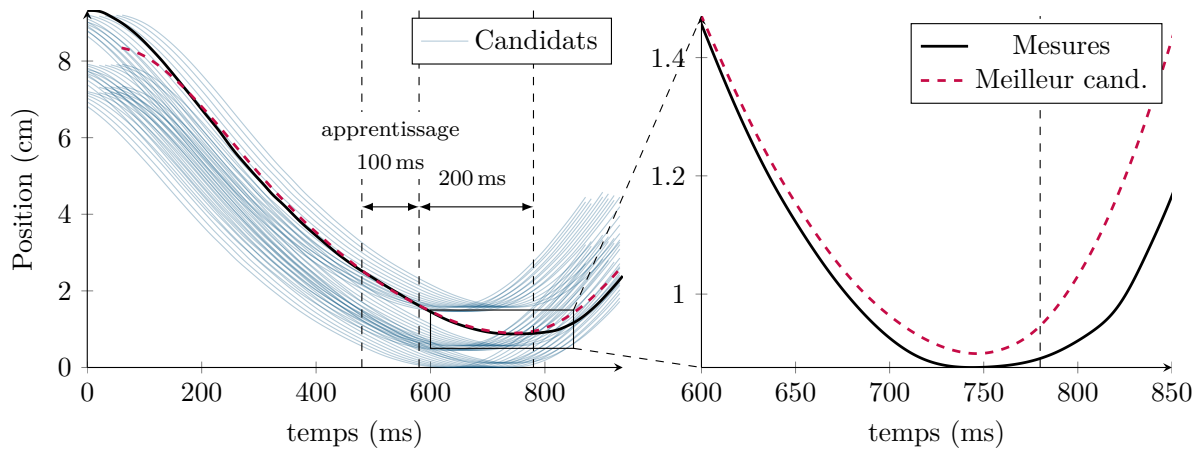
$$S_3(t) = a_0t^3 + a_1t^2 + a_2t + a_3 \quad (3.9)$$

Une spline cubique  $S_3$  permet donc de relier des couples de nœuds  $(n_{i-1}, n_i)$  en assurant la continuité des dérivées première  $\dot{n}$  et seconde  $\ddot{n}$  au niveau de ces jonctions. Ainsi l'expression (3.9) peut être réécrite pour tout point  $n$  sur les intervalles donnés par les couples de nœuds  $(n_{i-1}, n_i)$ , pour écrire l'équation de l'interpolation d'une spline cubique  $C^2$  sous la forme (3.10), avec  $y_i = S_3(n_i)$ .

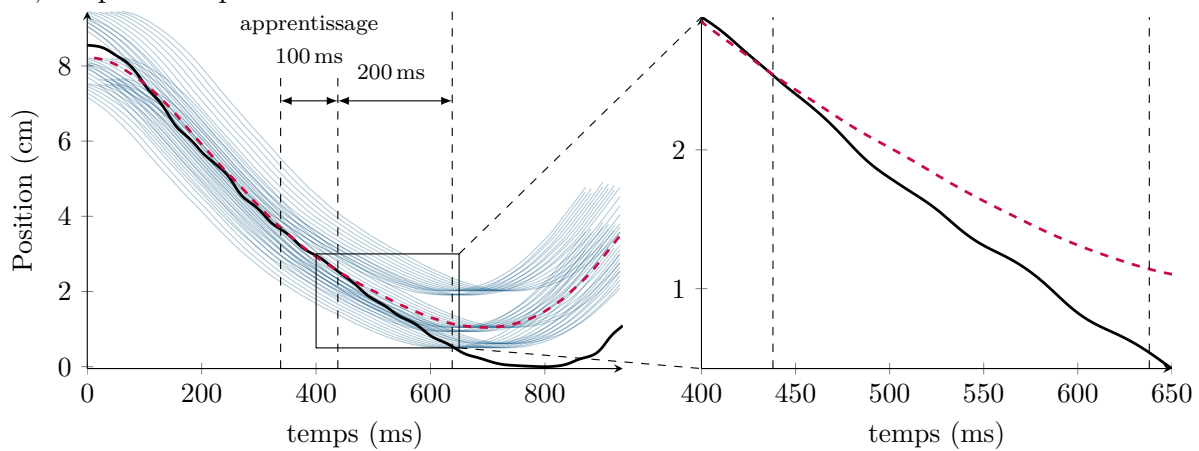
$${}_iS_3(n) = \frac{\ddot{y}_i(n - n_{i-1})^3 + \ddot{y}_{i-1}(n_i - n)^3}{6(n_i - n_{i-1})} + \left( \frac{y_i}{n_i - n_{i-1}} - \frac{\ddot{y}_i(n_i - n_{i-1})}{6} \right) (n - n_{i-1}) \\ + \left( \frac{y_{i-1}}{n_i - n_{i-1}} - \frac{\ddot{y}_{i-1}(n_i - n_{i-1})}{6} \right) (n_i - n) \quad (3.10)$$

Plusieurs solutions s'offrent alors pour essayer d'estimer un morceau de trajectoire en utilisant cette structure. On peut estimer plusieurs nœuds sur une portion définie et relier ces nœuds à l'aide de splines cubiques en utilisant l'équation (3.10). Cette stratégie pourrait permettre de tenir compte des comportements oscillatoires observables sur les signaux de force (figure 3.4a). Toutefois, même si l'on simplifie la problématique de l'estimation de trajectoire à quelques nœuds, on reporte une difficulté qui est de définir ces points d'intersection.





(a) Estimation satisfaisante (cycle 16 de la figure 3.3). A la fin de la fenêtre temporelle de 200 ms, l'erreur est submillimétrique (0.5 mm) pour une amplitude de mouvement supérieure à 8 cm, ce qui correspond à une erreur relative inférieure à 1 %.



(b) Estimation peu satisfaisante (cycle 25 de la figure 3.3). A la fin de la fenêtre temporelle de 200 ms, l'erreur est de 5.9 mm pour une amplitude de mouvement supérieure à 8 cm, ce qui correspond à une erreur relative d'environ 7 %.

FIG. 3.6 : Exemples d'application de la méthodologie de E. Burdet et al. (2000) pour deux estimations de trajectoire en position sur 200 ms. Sur l'ensemble des courbes candidates, seules 45 sont représentées.

Une autre solution serait de regarder seulement deux points, et donc de n'utiliser qu'un seul polynôme d'ordre trois pour estimer un morceau de trajectoire. Le premier point est simple à définir, il suffit de prendre le dernier instant non perturbé de la trajectoire, c'est-à-dire juste avant l'injection effective de la perturbation. Le second point suppose de connaître grossièrement la durée réelle des effets de la perturbation, afin de choisir un nouveau point non-perturbé, ou le moins possible. Ce dernier point ne doit pas non plus être trop éloigné du premier, car les trajectoires en position et force ne sont assimilables à des splines cubiques que par morceaux. Il y a donc un compromis à trouver sur cette distance.

Pour évaluer la précision des splines en fonction de la durée de la fenêtre d'interpolation, les moyennes des racines des erreurs quadratiques (RMSE) ont été évaluées pour 200 ms, sur

l'ensemble des trajectoires non-perturbées de la session i), c'est-à-dire sur plus de 4000 cycles, où l'évaluation était conduite sur une région aléatoire de chaque cycle. La figure 3.7 dévoile les résultats de la moyenne de ces erreurs pour chaque durée des intervalles d'interpolation. Les scores obtenus sont évidemment influencés à la fois par les fenêtres d'interpolation et d'évaluation. Le choix de la durée de la fenêtre d'évaluation est détaillé en section 3.2.3.

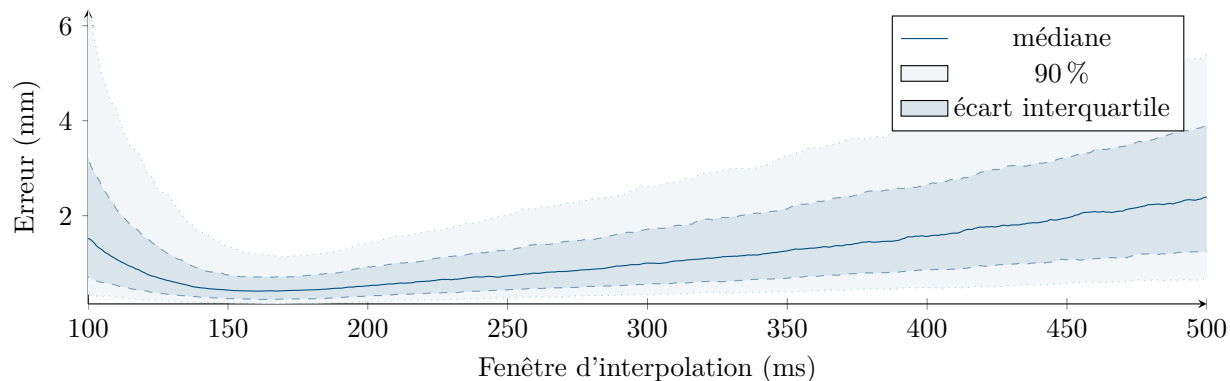


FIG. 3.7 : Distribution des racines des erreurs quadratiques moyennes (RMSE) en fonction de la fenêtre d'interpolation de splines cubiques, sur une évaluation des 200 ms après le début de l'interpolation. La courbe montre la distribution des erreurs RMS sur plus de trois mille estimations conduites sur les cycles non perturbés de la session i).

En première approximation, on peut estimer le temps de réponse du modèle viscoélastique du bras humain en rejet de perturbations de faibles amplitudes via la réponse impulsionnelle. Le facteur d'amortissement  $\xi_p$  et la pulsation naturelle non amortie  $\omega_n$  peuvent être facilement représentés en fonction des paramètres du modèle KBM :

$$\begin{aligned}\xi_p &= \frac{B}{2\sqrt{MK}} \\ \omega_n &= \sqrt{\frac{K}{M}}\end{aligned}\tag{3.11}$$

Pour des réponses impulsionnelles pseudo-amorties classiques (3.12) montrées en figure 3.8 avec des couples de paramètres  $(K, B, M)$  typiquement obtenus par M. S. Erden et A. Billard (2015b) : (a) (539, 44, 2.8) (b) (280, 12, 0.6), rappelé dans le tableau 1.3, on obtient des facteurs d'amortissement inférieur à 1, et donc des réponses oscillantes. Dans le premier cas,  $\xi_p = 0.56$ , le premier pic a lieu à 83 ms, et dans le second cas,  $\xi_p = 0.46$ , le premier pic à 60 ms.

$$y_i(t) = \frac{\omega_n}{K\sqrt{1-\xi_p^2}} e^{-\xi_p\omega_n t} \sin(\omega_n\sqrt{1-\xi_p^2}t)e(t)\tag{3.12}$$

On peut voir sur la figure 3.8 que les réponses se stabilisent après 400 ms, en effet, dans les deux cas décrits, un écart submillimétrique par rapport à l'équilibre est atteint après 430 ms. Or, comme montré par la figure 3.7, la médiane des erreurs RMS dépasse 1 mm à partir d'une interpolation de 300 ms.

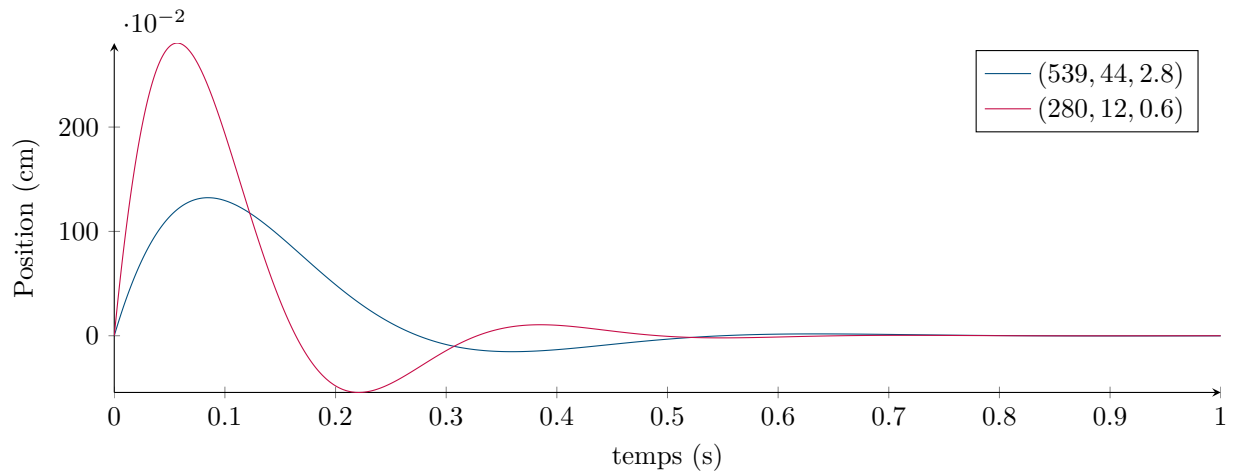


FIG. 3.8 : Réponse impulsionnelle en position du modèle viscoélastique à une impulsion d'amplitude unitaire (1 N), pour les valeurs extrêmes des paramètres identifiés par M. S. Erden et A. Billard (2015b).

Il est important de noter que cette méthode qui se prête assez bien à l'estimation de trajectoire en position, n'est, tout comme les méthodes précédemment décrites, pas adaptée à l'estimation des trajectoires en force. En effet, les oscillations présentes à l'intérieur des cycles faussent facilement la dérivée des points d'interpolation, conduisant à des estimations erronées ne décrivant pas le comportement en force avec une précision de l'ordre de la centaine de millinewton. D'autres solutions doivent être envisagées pour la trajectoire en force.

### 3.2.2.d Filtrage

Si l'on observe le spectre des trajectoires en force avec et sans perturbation (figure 3.5b), on remarque des différences de puissance au delà de 6 Hz, il semble donc que les perturbations induites par les simulations des impacts de balle aient des effets au-delà de cette fréquence. Il est intéressant de noter que les oscillations intra-cycliques ont des plages de fréquences comprises entre 5 Hz et 7.5 Hz, comme on peut le constater sur la figure 3.9a qui présente trois cycles consécutifs en force, présentant des oscillations variées.

En notant que la durée des perturbations introduites en force est inférieure à 100 ms (section 3.2.1), il est possible de proposer un filtrage qui couperait les perturbations en force mais pas le comportement "virtuel". Un filtre passe-bas avec les performances suivantes a été conçu avec l'aide de Matlab :

- une fréquence de passe bande de 8 Hz,
- une fréquence de coupe bande de 8.5 Hz,
- une amplitude des rebonds sur les fréquences non filtrées de 0.1 dB,
- une atténuation des fréquences filtrées de 20 dB.

Le filtre ainsi conçu est d'ordre 2997. L'ordre important du filtre est expliqué par la pente importante requise entre 8 Hz et 8.5 Hz, et les faibles rebonds exigés pour ne pas dénaturer le

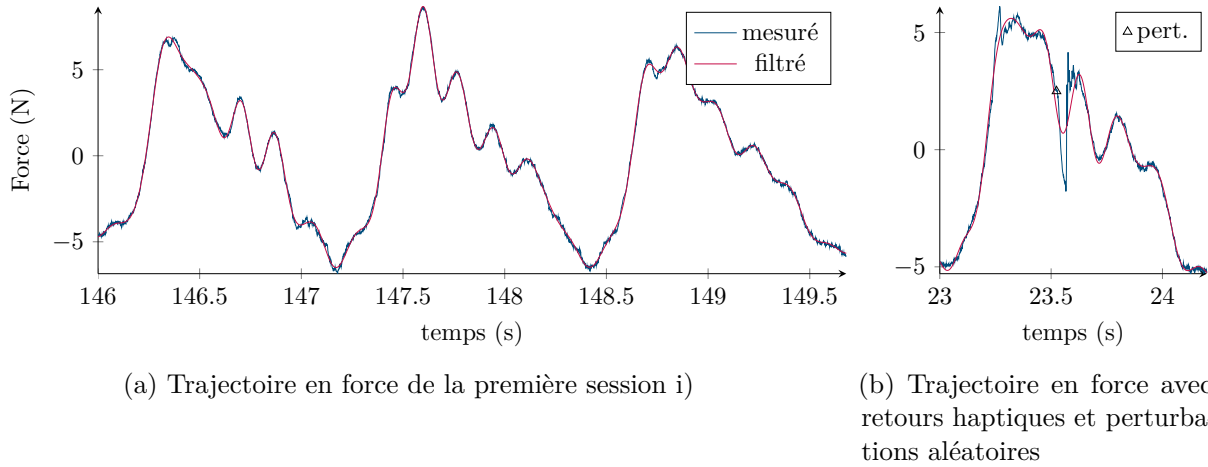


FIG. 3.9 : Exemples du filtrage passe-bas décrit en section 3.2.2.d, pour des trajectoires en force.

signal d'origine sur les basses fréquences. L'amplitude du diagramme de Bode du filtre est montrée en figure 3.10.

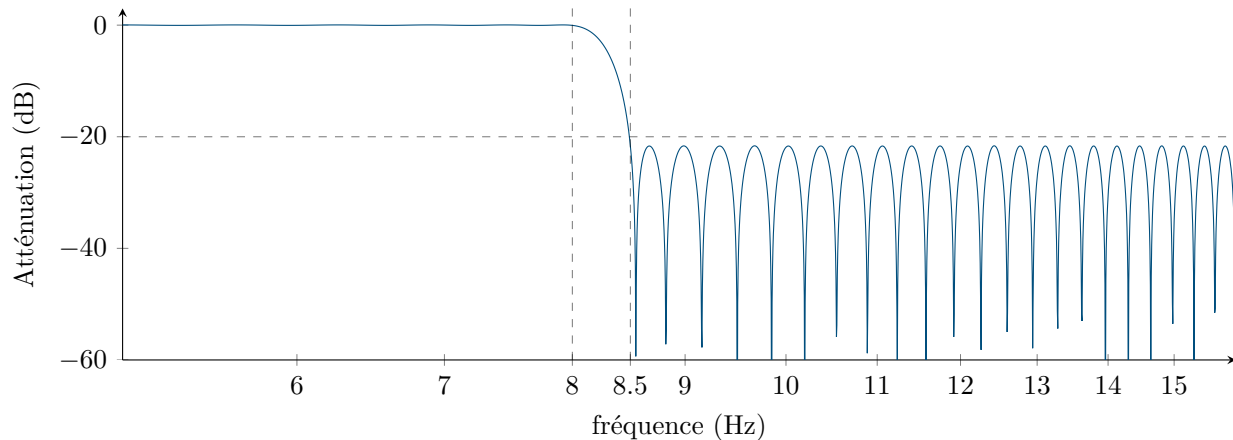


FIG. 3.10 : Réponse en amplitude du filtre passe bas d'ordre 2997.

Pour savoir dans quelles mesures ce filtre peut dénaturer le signal en force de référence, il a été appliqué aux trajectoires non-perturbées de la première expérience de la session i), ce qui représente un total de 288.6 s. On peut voir un exemple du filtrage sur trois cycles consécutifs en figure 3.9a. La racine de l'erreur quadratique moyenne entre ce filtrage et un passe-bas de Butterworth d'ordre 2, avec une fréquence de coupure de 50 Hz (ce dernier permet de retirer le bruit du capteur de force), donne un résultat de 108 mN. En faisant la même analyse avec le signal bruité, cette même erreur n'est que de 123 mN. Ainsi, même si certains comportements, notamment au niveau des pics de force peuvent être atténués par le filtrage proposé, le signal n'est globalement pas modifié au-delà de la précision du capteur de force (125 mN).

Toutefois, si l'on s'intéresse maintenant au rejet des perturbations, dont on peut voir l'exemple en figure 3.9b, pour une perturbation non prévisible ainsi que pour le retour haptique de la balle, le point de départ du signal filtré à l'instant de la perturbation indique une erreur

significative. En effet, si la perturbation semble bien filtrée, et le comportement oscillatoire conservé, à l'instant  $t_p$  de la perturbation, un écart de 847 mN vient biaiser l'estimation de la trajectoire virtuelle en force. Des écarts similaires se retrouvent sur la plupart des perturbations filtrées, alors qu'on s'attendrait à ce qu'à l'instant de la perturbation, les valeurs coïncident. Il faut donc une solution complémentaire pour pallier cette problématique.

Une première piste pour réduire cette erreur est la composante continue de la perturbation. Le filtrage permet d'éliminer les composantes fréquentielles au-delà de 8,5Hz, mais pas la composante continue présente dans la perturbation. En fait, la perturbation produit une modification de la force avec une composante fréquentielle au-delà de 8,5 Hz, mais aussi avec une composante continue fonction de l'amplitude de la perturbation. La composante basse fréquence ou continue semble en effet devoir être supprimée des perturbations. La durée des perturbations en force étant approximativement de 60 ms, on se propose d'extraire 85 ms du signal suite à une perturbation. La composante continue est alors déterminée grâce à l'algorithme 1, avec *repeat()* une fonction permettant de répéter un signal, pour garantir la stabilité du filtrage et *filter()* la fonction de filtrage bi-directionnel qui minimise le déphasage.

---

**Algorithm 1** Extraction des perturbations par filtrage

---

```

1 : procedure PERTURBATION FILTERING( $f_z, i_p$ )                                ▷  $i_p$  indexes des pert.
2 :    $l_p \leftarrow \text{ceil}(0.085/dt)$                                           ▷ 85 ms d'échantillons
3 :    $f_{zc} \leftarrow f_z$ 
4 :   for  $i$  in  $i_p$  do
5 :      $f_{ip} \leftarrow f_z(i : i + l_p - 1)$                                 ▷ extraction de la pert.
6 :      $f_{rep_{ip}} \leftarrow \text{repeat}(f_{ip}, x_{rep})$                           ▷ répétition du signal
7 :      $f_{rep_f} \leftarrow \text{filter}(f_{rep_{ip}})$                                 ▷ 1er filtrage
8 :      $idx \leftarrow \text{ceil}(x_{rep}/2) * l_p * (0 : l_p - 1)$                   ▷ extraction du signal utile
9 :      $l_i \leftarrow \text{interp}(f_z(1), f_z(\text{end}), dt)$                        ▷ interpolation linéaire à 1/dt Hz
10 :     $c_i \leftarrow f_{rep_f}(idx) - l_i$                                        ▷ estimation de la composante continue
11 :     $f_{zc}(i : i + l_p - 1) \leftarrow f_{zc}(i : i + l_p - 1) - c_i$ 
12 :  end for
13 :   $f_{virt} = \text{filter}(f_{zc})$ 
14 :  return  $f_{virt}$ 
15 : end procedure

```

---

Cette méthode ne garantit toutefois pas un bon point de départ, même si elle diminue systématiquement l'écart observé avant la perturbation, comme on peut le voir sur quatre exemples en figure 3.11. En effet, si l'on s'intéresse à l'erreur RMS entre le signal en force non filtré et filtré à l'instant avant chaque perturbation, on obtient une erreur de 675 mN sur un total de 71 perturbations, alors que cette même erreur moyenne passe à 470 mN avec l'algorithme, soit une réduction de cette erreur 30 % par rapport au filtrage seul.

### 3.2.2.e Réseaux de neurones récurrents

Afin d'essayer de prendre en compte plus de paramètres qui peuvent avoir une influence sur la trajectoire virtuelle, comme celle de la balle qui n'a pas été utilisée jusqu'à présent, on peut utiliser des modèles types boîtes noires qui sont régulièrement utilisés pour la prédiction

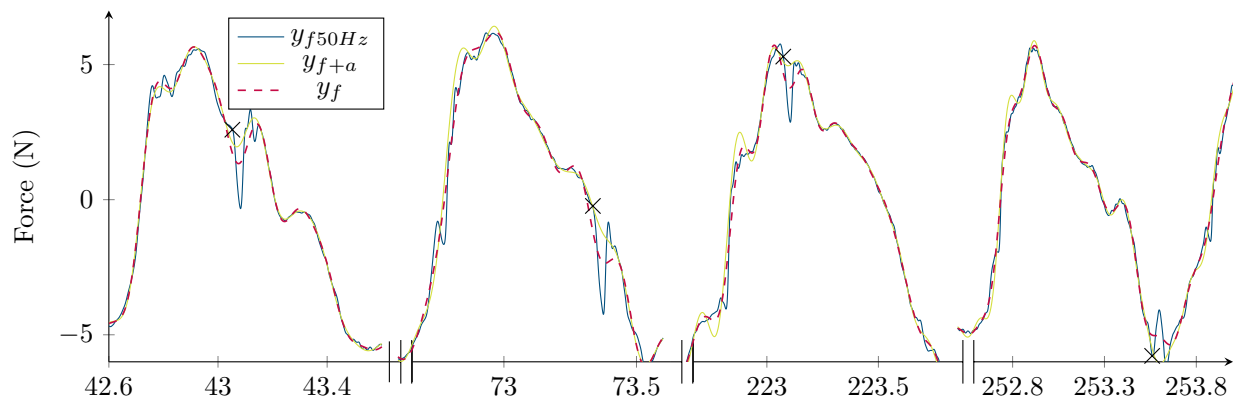


FIG. 3.11 : Exemples des quatre trajectoires en force avec, le signal filtré à 50 Hz  $y_{f50Hz}$ , le filtrage passe-bas décrit en section 3.2.2.d  $y_f$ , comparativement à l’algorithme 1  $y_{f+a}$ . L’instant d’introduction des perturbations en couple est indiqué par une croix noire.

de trajectoire, notamment dans le domaine automobile (F. Alché et A. de La Fortelle 2018 ; J. Mercat et al. 2019). Les réseaux de neurones récurrents (RNN<sup>5</sup>) sont adaptés à la prédiction de séries temporelles (Y. Yu et al. 2019), comme les trajectoires. En effet, contrairement à d’autres modèles neuronaux comme ceux à propagation avant - « *feedforward neural network* » -, les RNN permettent de prendre en compte leurs états internes, et donc leur mémoire court terme, pour réaliser leur prédiction.

Une architecture LSTM classique a donc été mise en œuvre, et entraînée avec les sessions i) et ii). Les entrées injectées  $\mathbf{e}_t$  à chaque instant  $t$  sont : a) la position cartésienne donnée par le système de vision, b) la force d’interaction entre le robot et l’utilisateur, c) la position simulée de la balle, d) un booléen explicitant la main utilisée (gauche ou droite), et e) un autre booléen précisant si les impacts de la balle sont simulés. Les signaux  $\mathbf{s}$  sont normalisés en variance (3.13), et sous-échantillonnés à 100 Hz, un cycle entier pouvant faire plus d’une seconde (limite de la mémoire des cellules LSTM). Les dernières 200 ms des cycles en force sont masquées, et la fonction de coût est évaluée à l’aide de la moyenne des erreurs quadratiques entre la prédiction en force  $\hat{\mathbf{y}}$  et le signal non masqué  $\mathbf{y}$  avec une pondération différente pour insister sur l’importance de la partie masquée notée avec l’indice  $m$ , contrairement à la région non masquée du cycle notée avec l’indice  $um$  dans l’équation (3.14).

$$\mathbf{s}_n = (\mathbf{s} - \bar{\mathbf{s}}) / \text{std}(\mathbf{s}) \quad (3.13)$$

$$\text{loss} = \alpha \overline{\sum (\hat{\mathbf{y}}_m - \mathbf{y}_m)^2} + (1 - \alpha) \overline{\sum (\hat{\mathbf{y}}_{um} - \mathbf{y}_{um})^2} \quad (3.14)$$

Cette mise en place embryonnaire a confirmé la faisabilité d’une telle approche, mais un réglage plus fin des hyperparamètres, l’utilisation d’une fonction de coût plus avancée (vraisemblance), éventuellement la conception d’une architecture plus complexe (plusieurs cellules LSTM, Transformer (A. Vaswani et al. 2017)...), et une base de données plus fournie seraient nécessaires pour arriver à des résultats véritablement concluants. Sur les 471 morceaux de 1.5s de trajectoires testées (ne faisant ni partie des ensembles d’entraînement, ni de

<sup>5</sup> « *Recurrent Neural Network* »

validation), le modèle obtient respectivement des erreurs RMS de 788 mN et 1.19 N pour les parties de la trajectoire non masquée et masquée, après réinterpolation des données à 1 kHz.

**Aparté : Réseaux récurrents LSTM**

L'architecture LSTM<sup>a</sup> (S. Hochreiter et J. Schmidhuber 1997) est la structure la plus classiquement utilisée pour ce type de problème. Elle permet notamment au réseau de se souvenir d'états dans le passé malgré les problématiques posées par la disparition du gradient, notamment grâce à l'utilisation de deux états internes, l'état caché  $\mathbf{h}$  et celui de la cellule  $\mathbf{c}$ . Les quatre couches neurales typiques d'une cellule LSTM se définissent chacune avec une fonction d'activation qui prend en paramètre les entrées et états cachés pondérés par des matrices de poids  $\mathbf{W}_i$ , ainsi que des vecteurs de biais  $\mathbf{b}_i$ , comme montré sur l'équation (3.15) à titre d'exemple pour la porte d'oubli  $\mathbf{f}_t$  avec la fonction sigmoïde  $\sigma$  (voir annexe H).

$$\mathbf{f}_t = \sigma(\mathbf{W}_1 [\mathbf{h}_{t-1}, \mathbf{e}_t] + \mathbf{b}_1) \tag{3.15}$$

$$\mathbf{c}_t = \mathbf{f}_t \odot \mathbf{c}_{t-1} + \mathbf{i}_t \odot \tilde{\mathbf{c}}_t \tag{3.16}$$

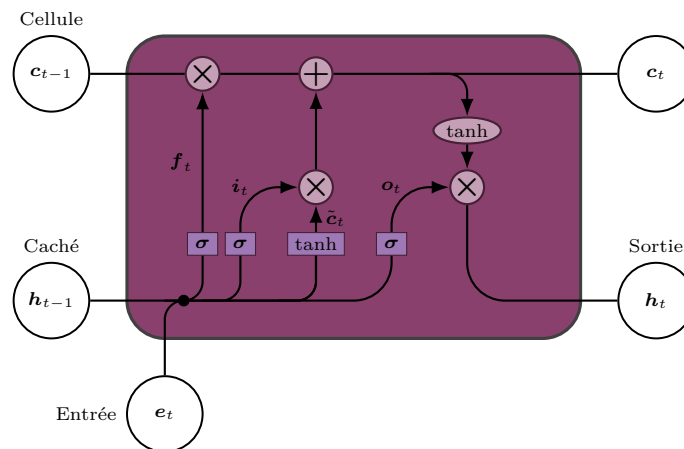


FIG. 3.12 : Architecture LSTM classique, les couches neuronales sont représentées par les rectangles violets, et les opérateurs élémentaires (opération élément par élément, par exemple produit de Hadamard pour les multiplications (G. P. H. Styan 1973), noté  $\odot$ ) sont représentés par des ellipses ou cercles gris. Le point noir indique la concaténation de  $\mathbf{h}_{t-1}$  et  $\mathbf{e}_t$ .

<sup>a</sup> « Long Short Term Memory » : réseau récurrent à mémoire à court et long terme

**3.2.2.f Sommes de sinus**

Les signaux de force présentant des oscillations intra-cycliques, essayer d'approcher une portion avec des sommes de sinusoides semble alors assez intuitif. On peut définir une forme très générale de la force, montrée en équation (3.17). Il faut dans un premier temps définir les hyperparamètres  $n$  (nombre de sinusoides) et  $l_b$  (booléen pour la présence de composante linéaire), de cette équation, mais aussi choisir une méthode permettant d'obtenir le reste des



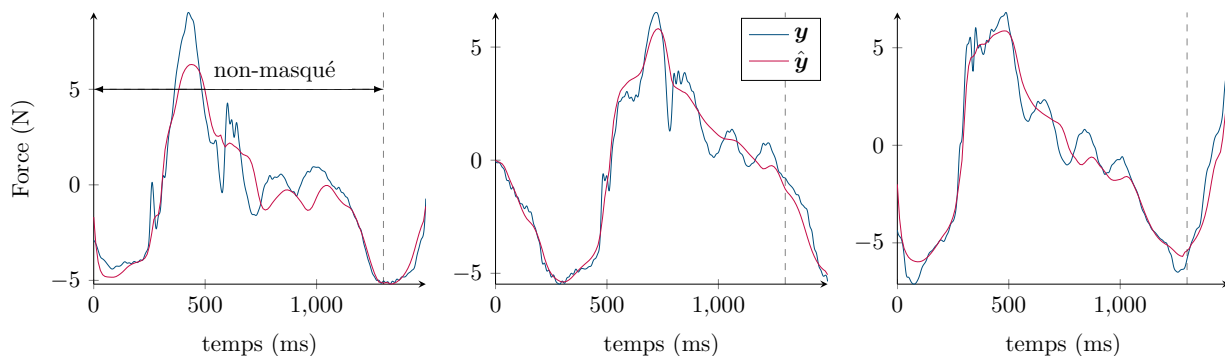


FIG. 3.13 : Exemples de trois prédictions conduites par le réseau LSTM entraîné, sur des trajectoires non connues et perturbées.

paramètres propres à chacun des morceaux étudiés. Avec  $a$  et  $b$  les composantes linéaires,  $A_i$  l'amplitude,  $f_i$  la fréquence, et  $\phi_i$  la phase de la  $i$ ème sinusoïde.

$$\hat{f}_z(t) = l_b(at + b) + \sum_{i=1}^n A_i \sin(2\pi f_i t + \phi_i) \quad (3.17)$$

Le nombre de sinusoïdes a été limité à cinq pour à la fois réduire la complexité du problème et éviter les phénomènes de sur-apprentissage. De même comme la force se compose d'au moins deux fréquences, celle du cycle, et celle des oscillations observées,  $n$  peut être borné ainsi :  $2 \leq n \leq 5$ . On a alors huit combinaisons possibles pour les hyperparamètres en considérant  $l_b$ . Pour obtenir les autres paramètres, on pose un problème d'optimisation (3.18) pour chercher à minimiser l'erreur quadratique non linéaire sur une portion du signal considérée non-perturbée, à l'aide d'un algorithme Levenberg-Marquardt (J. J. Moré 1978).

$$\min_x \|f(x = \{A_i, f_i, \phi_i, a, b\})\|_2^2 \quad (3.18)$$

Contrairement aux travaux de M. O. Abe et N. Yamada (2003), qui ont approché la trajectoire en position à l'aide de sommes de sinusoïdes, l'optimisation est réalisée uniquement à partir des données du cycle concerné, aucune information concernant les cycles précédents ou suivants n'est utilisée. Des portions avant et après la perturbation sont utilisées pour résoudre le problème posé (ce qui n'est pas possible dans une prédiction en ligne).

Dans un esprit similaire à ce qui a été fait pour entraîner le réseau de neurones récurrents (section 3.2.2.e), 100 ms du signal sont masquées, en considérant qu'elles correspondent à la portion perturbée de la force d'interaction. 110 ms avant la perturbation sont alors considérées en plus de 150 ms après le masque. Une portion plus importante du signal est considérée après la perturbation, pour obtenir suffisamment d'échantillons temporels pour l'identification. La figure 3.14 présente l'exemple de deux cycles en force.

Il est important de noter que la résolution du problème optimal (3.18) est sensible aux conditions initiales. Or, en observant les paramètres obtenus après la résolution de trajectoires non-perturbées, à différents instants du cycle en force pour les données de la session  $i$ ), il ne semble pas qu'une unique initialisation soit une solution prometteuse. Cette supposition a été confirmée en comparant deux méthodes a) pour chaque expérience, la première résolution est réalisée en prenant 250 points de départ définis aléatoirement dans les bornes définies dans



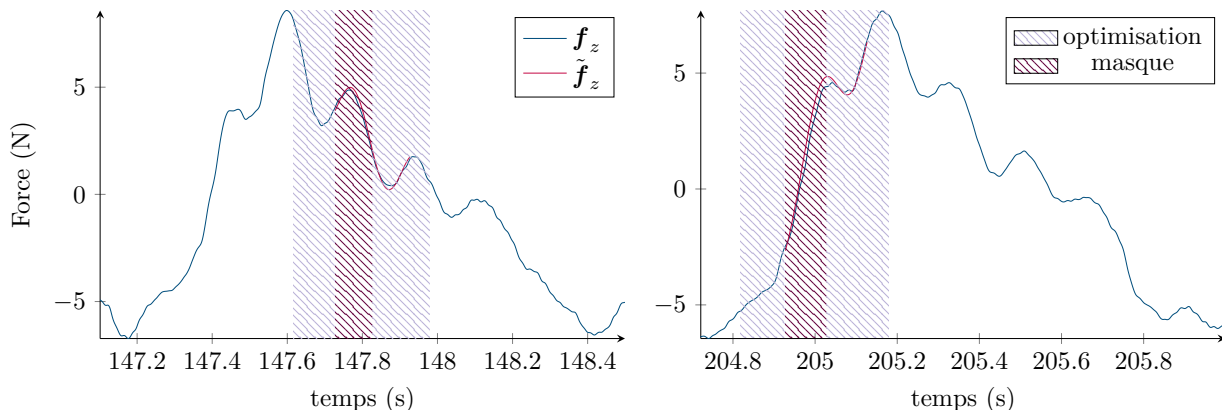


FIG. 3.14 : Exemples d'estimation de trajectoires avec des sommes de sinusoides optimisées.

le tableau 3.1, puis pour les autres trajectoires, les conditions initiales sont définies comme les paramètres obtenus lors de la première résolution, b) 50 points de départ sont choisis de manière similaire, cette fois pour chaque résolution. La seconde méthode b) a apporté des résultats systématiquement meilleurs, quelques soient les hyperparamètres choisis.

	$A_i$ (N)	$f_i$ (Hz)	$\phi_i$ (rad s <sup>-1</sup> )	$a$ (N s <sup>-1</sup> )	$b$ (N)
$b_l$	0	0	$-\pi/2$	-100	-100
$x_0$	1	$0.9(2i - 1)$	0	1e-3	1e-3
$b_u$	10	10	$\pi/2$	100	100

 TAB. 3.1 : Limites inférieures ( $b_l$ ) et supérieures ( $b_u$ ) pour les conditions initiales, et premier point de départ défini manuellement ( $x_0$ )

Les huit différents modèles ont ensuite été comparés, toujours en utilisant les données des essais de la session i), en regardant à la fois les 100 ms masquées et les 100 ms suivantes. Le critère d'H. Akaike (1974) (AIC<sup>6</sup>) a été utilisé afin de pénaliser le nombre de paramètres qui, lorsqu'ils sont trop nombreux peuvent introduire du sur-apprentissage, et en même temps récompenser la précision des modèles.

C'est la somme de trois sinus ( $n = 3$ ) sans composants linéaires ( $b_b = 0$ ) qui a obtenu le score d'AIC le plus faible. Le même résultat a été obtenu avec l'AICc<sup>7</sup> et le BIC<sup>8</sup>. Ce modèle obtient respectivement des erreurs RMS de 279 mN et 385 mN pour les 100 ms et 200 ms qui suivent l'introduction de la perturbation. Comme indiqué dans le tableau 3.2, cette méthode obtient aussi de meilleurs résultats que la méthode de filtrages successifs.

<sup>6</sup>A(kaike) Information Criterion

<sup>7</sup>A(kaike) Information Criterion corrected (C. M. Hurvich et C.-L. Tsai 1989)

<sup>8</sup>Bayesian Information Criterion, (G. Schwarz 1978)

### Aparté : Critères de sélection de modèles

En statistique, le AIC permet de comparer l'adéquation de modèles par rapport à un jeu de données, en estimant la quantité d'information perdue par un modèle, car comme le dit l'aphorisme attribué au statisticien Georges Box, les modèles sont toujours faux, mais certains sont utiles<sup>a</sup>. Ce critère est marqué par le principe de parcimonie aussi mis en avant par G. E. P. Box (1976), en s'intéressant au compromis entre la justesse d'un modèle et sa simplicité. Ainsi dans la formulation (3.19) du critère, on trouve  $k$  le nombre de paramètres du modèle et  $L$  le maximum de vraisemblance.

$$AIC = -2 \ln(L) + 2k \quad (3.19)$$

Le modèle le plus fidèle est alors celui ayant la valeur de critère la plus faible. Si l'on suppose que les erreurs résiduelles sont identiques et indépendantes et suivent une distribution normale, alors le maximum de vraisemblance peut s'écrire sous la forme (3.20) (H. Akaike 1998, p 217), avec  $n_s$  le nombre d'échantillons, et  $c$  une constante dépendant uniquement des données (et donc qui peut-être ignorée pour l'évaluation du critère).

$$\ln(L) = -\frac{n_s}{2} \ln \left( \frac{\sum_{i=1}^{n_s} s_i - \hat{s}_i}{n_s} \right) + c \quad (3.20)$$

Depuis son introduction, d'autres critères ont été développés, ou sont venus combler des faiblesses de l'AIC. Par exemple le critère de G. Schwarz (1978) (BIC), qui pénalise plus fortement les degrés de liberté des modèles et garantit de trouver le « vrai » modèle s'il est disponible parmi les candidats (lorsque  $n_s \rightarrow \infty$ ). On pourra toutefois noter que le « véritable » modèle, ne fait jamais parti des modèles candidats. Par ailleurs, pour combler la faiblesse de l'AIC lorsque le nombre d'échantillons est trop faible, C. M. Hurvich et C.-L. Tsai (1989) ont proposé une version corrigée du critère qui limite les phénomènes de sur-apprentissage (AICc), et des corrections du critère ont encore été proposées récemment (T. DelSole et M. K. Tippett 2021).

<sup>a</sup>"All models are wrong but some are useful" (G. E. P. Box 1979)

Méthode	RMS 100 ms	RMS 200 ms
Filtrage	471 mN	377 mN
Sinusoïdes	385 mN	279 mN

TAB. 3.2 : Comparaison de la racine des erreurs quadratiques moyennes des deux méthodes les plus prometteuses pour la force.

### 3.2.3 Identification

Une fois les trajectoires virtuelles  $\hat{x}_{z0}, \hat{f}_{z0}$  obtenues, il ne reste plus qu'à identifier les paramètres en impédance du modèle (3.21) liant les différentiels de trajectoires en force

$\delta f_z = f_z - \hat{f}_{z0}$  et position  $\delta x_z = x_z - \hat{x}_{z0}$ .

$$\delta f_z = M\delta\ddot{x}_z + B\delta\dot{x}_z + K\delta x_z \quad (3.21)$$

On pourrait alors simplement calculer les dérivées des signaux de position pour réaliser minimisation de l'erreur quadratique avec l'aide de la méthode des moindres carrés, comme indiqué sur l'équation (3.23), avec  $\Theta = [\delta x_z, \delta \dot{x}_z, \delta \ddot{x}_z] \in \mathbb{R}^{n_s \times 3}$ ,  $\psi = [K, B, M]^t \in \mathbb{R}^3$  et  $\rho \in \mathbb{R}^{n_s}$  le vecteur de résidus, où  $n_s$  représente le nombre d'échantillons utilisés pour l'identification.

$$\delta \mathbf{f}_z = \Theta \psi + \rho \quad (3.22)$$

$$\psi = (\Theta^t \Theta)^{-1} \Theta^t \delta \mathbf{f}_z \quad (3.23)$$

L'inconvénient d'une telle méthode réside notamment dans sa nécessité d'utiliser les dérivées du signal en position, dont la trajectoire virtuelle estimée contient déjà des erreurs. Ainsi, on dériverait deux fois des erreurs pour l'accélération, ce qui dégraderait fortement l'identification des paramètres. Pour ne pas avoir à utiliser les dérivées de la position, on peut poser le problème différemment.

Si l'on s'intéresse au modèle discrétisé à l'instant  $t_k$  à l'aide d'un bloqueur d'ordre zéro (3.24) (voir annexe I), en notant  $q^{-1}$  l'opérateur retard,  $a_i$  et  $b_j$  les coefficients du modèle discret, qui sont liés aux paramètres  $K$ ,  $B$  et  $M$  et  $e$  un bruit blanc, alors l'identification peut se passer des signaux dérivés.

$$(1 + a_1 q^{-1} + a_0 q^{-2}) \delta x_z[t_k] = (b_1 + b_0 q^{-1}) \delta f_z[t_k] + e[t_k] \quad (3.24)$$

On a donc la fonction de transfert discrète  $H_d$  suivante :

$$H_d(z) = \frac{X_z(z)}{F_z(z)} = \frac{b_1 z + b_0}{z^2 + a_1 z + a_0} \quad (3.25)$$

On peut déduire les liens entre les paramètres  $K$ ,  $B$  et  $M$  et les coefficients  $a_i$  et  $b_j$  à partir des valeurs propres  $\lambda_i$  (3.26) du modèle KBM (3.21) et les pôles  $\alpha_i$  (3.27) de la fonction de transfert discrète (3.25), avec la relation  $e^{\lambda_i T} = \alpha_i$ , où  $T$  correspond au temps d'échantillonnage. Ainsi, on pose le système d'équations (3.28).

$$\begin{cases} \lambda_1 = \frac{-B + \sqrt{B^2 - 4MK}}{2M} \\ \lambda_2 = \frac{-B - \sqrt{B^2 - 4MK}}{2M} \end{cases} \quad (3.26)$$

$$\begin{cases} \alpha_1 = \frac{-a_1 + \sqrt{a_1^2 - 4a_0}}{2} \\ \alpha_2 = \frac{-a_1 - \sqrt{a_1^2 - 4a_0}}{2} \end{cases} \quad (3.27)$$

$$\begin{cases} \frac{-a_1 + \sqrt{a_1^2 - 4a_0}}{2} = e^{\frac{-B + \sqrt{B^2 - 4MK}}{2M} T} \\ \frac{-a_1 - \sqrt{a_1^2 - 4a_0}}{2} = e^{\frac{-B - \sqrt{B^2 - 4MK}}{2M} T} \end{cases} \quad (3.28)$$

Le système (3.28) permet alors par combinaison de déduire une relation liant  $M$ ,  $B$  et  $a_0$  (3.29), puis en injectant cette relation dans une des équations du système (3.28) de déduire une deuxième relation (3.30).

$$\begin{aligned} \ln(\alpha_1) + \ln(\alpha_2) &= -\frac{B}{M}T \\ B &= -\ln(\alpha_1\alpha_2)\frac{M}{T} = -\ln(a_0)\frac{M}{T} \end{aligned} \quad (3.29)$$

$$M = \frac{KT^2}{\left(\ln(\alpha_1) - \frac{\ln(a_0)}{2}\right)^2 - \left(\frac{\ln(a_0)}{2}\right)^2} = \frac{-KT^2}{\ln(\alpha_1)(\ln(\alpha_1) - \ln(a_0))} \quad (3.30)$$

Finalemeent, la dernière relation nécessaire peut être obtenue à partir du gain statique, puisqu'on a  $\lim_{t \rightarrow \infty} \delta f_z(t) = \lim_{s \rightarrow 0} sF_z(s) = \lim_{z \rightarrow 1} (z-1)F_z(z)$ , ce qui permet de déduire  $K$  :

$$K = \frac{1 + a_1 + a_0}{b_1 + b_0} \quad (3.31)$$

Grâce aux relations (3.29) à (3.31), on peut déduire les paramètres continus du modèle KBM (3.21) à partir des coefficients discrets. Les paramètres du modèle ARX<sup>9</sup> (3.24) peuvent alors être identifiés par régression linéaire, en veillant à assurer que les conditions initiales soient nulles.

### 3.2.3.a Analyse de sensibilité locale

L'identification n'est pas directement réalisée sur les paramètres en impédance mais sur des coefficients discrets, qui sont soumis à de potentielles erreurs, soit liées au bruit, soit aux erreurs d'estimation des trajectoires virtuelles, soit à des phénomènes non modélisés. Il est donc intéressant d'étudier l'impact des erreurs d'estimation sur les paramètres  $K$ ,  $B$  et  $M$ , et donc d'étudier la robustesse de l'identification. Pour cette étude, une simple analyse de sensibilité locale des paramètres  $\psi$  (équations (3.29) à (3.31)) peut-être conduite en prenant des valeurs normalisées ou typiques des coefficients  $y_i$  ( $a_0$ ,  $a_1$  et  $b_0 + b_1$ ).

La figure 3.15, réalisée avec des valeurs typiques (tableau 3.3) des coefficients, révèle la plus grande volatilité de la raideur  $K$ , qui a une sensibilité plus de dix fois plus importante que l'amortissement  $B$ , à chacun des coefficients. On peut par ailleurs noter que la masse  $M$  ne dépend presque pas des coefficients  $a_i$  du dénominateur et que l'ensemble des paramètres sont plutôt sensibles aux coefficients  $b_i$  du numérateur. Cette courte analyse nous amène à attendre plus de variabilités sur les raideurs identifiées, que sur les autres paramètres.

$y_i$	$a_0$	$a_1$	$b_0$	$b_1$
$y_0$	0.99	-1.99	9.93e-7	9.87e-7

TAB. 3.3 : Valeurs typiques utilisées pour les coefficients, correspondant aux couples  $\psi = (K, B, M) = (200, 10, 1)$

<sup>9</sup> « *AutoRegressive with eXtra input* »

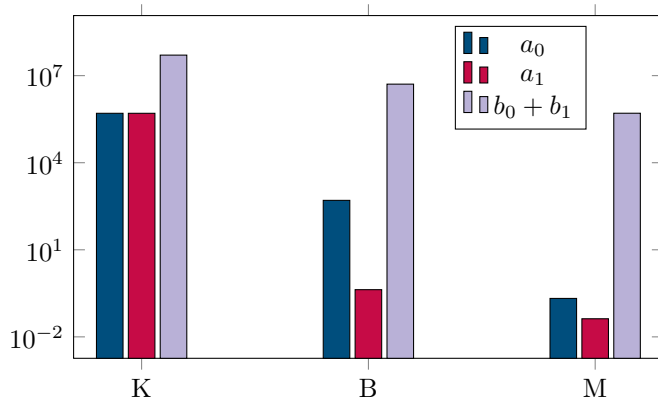


FIG. 3.15 : Analyse de sensibilités locales  $\left. \frac{\partial \psi}{\partial y_i} \right|_{y_0}$ , pour les valeurs  $y_0$  données dans le tableau 3.3.

### 3.2.3.b Validation en simulation

Afin de valider cette méthodologie complète, on se propose de la mettre à l'épreuve d'une simulation utilisant des signaux réels en force. En effet, la tentative de mettre en place un banc de calibration avec des raideurs connues s'est avérée plus complexe que prévu au vu des précisions requises. Les vibrations ou torsions du matériel disponible auraient entraîné des erreurs trop importantes. Pour la simulation, on injecte un signal en force non-perturbé dans un modèle en impédance, et en parallèle on injecte ce même signal additionné avec des perturbations simulées (aux caractéristiques similaires aux perturbations réelles), pour obtenir à la fois une trajectoire perturbée à travers un modèle en impédance et une trajectoire virtuelle. La figure 3.16 résume cette simulation.

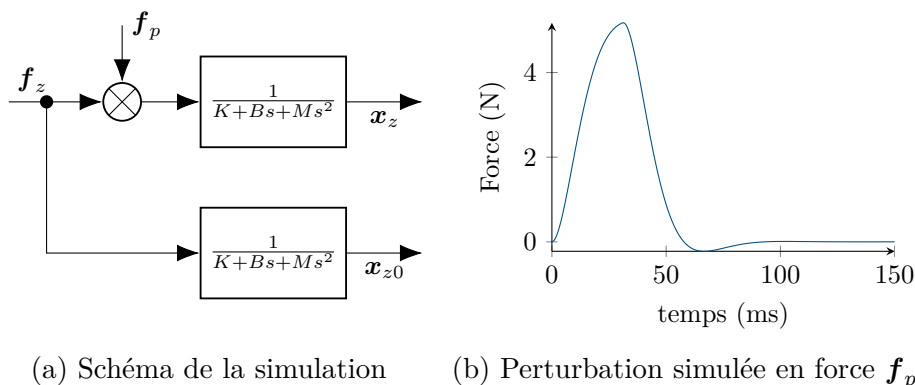


FIG. 3.16 : Simulation pour l'identification des paramètres en impédance avec des signaux en force issus d'expérimentation sans perturbations. Les signaux expérimentaux sont échantillonnés à 1 kHz.

Il est important de noter que cette simulation repose sur une simplification qui considère que le mouvement de suivi de trajectoire et la résistance aux perturbations sont générés par le même modèle d'impédance, ce qui n'est pas le cas en pratique. Toutefois, la trajectoire en position réalisée par cette simulation est plus complexe que la trajectoire observée expérimentalement, ce qui a comme principale conséquence de dégrader les performances des méthodes d'estimation

de la trajectoire en position. L'identification étant réalisée sur un différentiel, l'attention est donc plutôt portée sur le rejet des perturbations et donc sur le comportement en impédance.

Les perturbations en force  $\mathbf{f}_p$  sont espacées de 2.1 s. Pour reproduire des perturbations réalistes, un signal créneau de 30 ms est filtré dans un modèle du second ordre (figure 3.16b).

**Trajectoire virtuelle connue** Dans un premier temps, on cherche à valider la méthode d'identification sans considérer sa robustesse aux erreurs induites par les estimations des trajectoires virtuelles. Pour cette analyse, la simulation proposée n'est pas nécessaire, on peut se contenter d'envoyer la perturbation  $\mathbf{f}_p$  directement dans un modèle en impédance, pour obtenir la réponse en position  $\delta\mathbf{x}$ . Il est ensuite intéressant d'étudier l'influence de la taille de l'échantillon sur l'identification. Les deux modèles présentés en figure 3.8 sont simulés, et l'analyse est conduite en faisant varier la taille de la fenêtre d'identification entre 7 ms et 300 ms à 1 kHz, comme montré en figure 3.17.

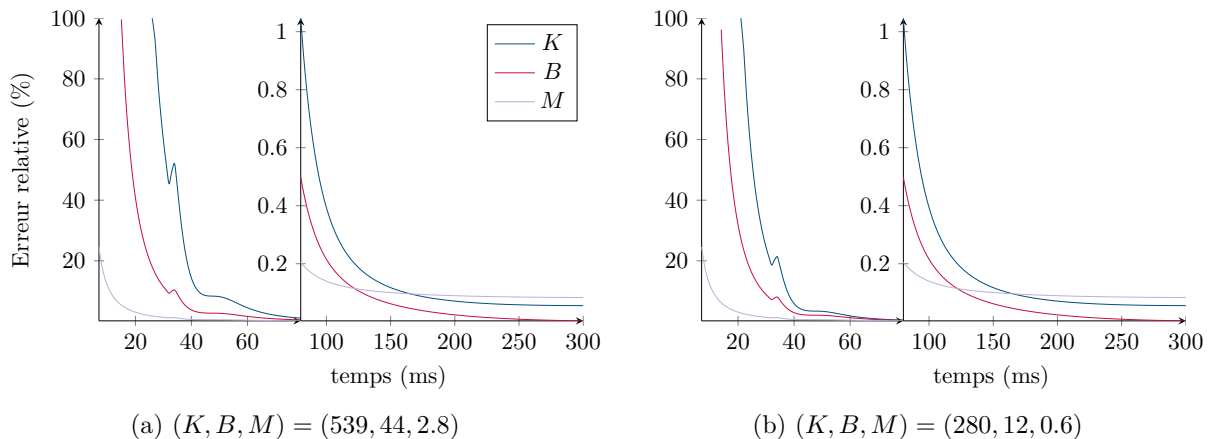


FIG. 3.17 : Convergence des erreurs relatives d'identification en fonction de la taille de la fenêtre d'observation.

On constate que quel que soit le set de paramètres parmi les deux essayés, en l'absence d'erreur sur la trajectoire virtuelle, toutes les variables ont des erreurs relatives  $r_\epsilon$  (3.32) inférieures à 1% dès 80 ms. Après 200 ms, ces erreurs sont de l'ordre de 0.1%. Avant 150 ms, c'est la raideur qui a les erreurs relatives les plus importantes.

$$r_\epsilon = \frac{|y - \hat{y}|}{y} \quad (3.32)$$

Cette analyse confirme donc l'efficacité de l'identification, il reste à évaluer l'incidence des erreurs d'estimation de trajectoires virtuelles sur l'identification des paramètres.

**Trajectoire virtuelle estimée** La simulation figure 3.16 permet pour un modèle donné de reproduire la méthodologie complète présentée, depuis l'estimation des trajectoires virtuelles en position et force jusqu'à l'identification des paramètres en impédance  $K$ ,  $B$  et  $M$ . Il est alors possible d'évaluer séparément l'influence des erreurs sur la position et la force, les deux trajectoires virtuelles simulées étant accessibles.

**Fenêtres d'interpolation des splines et fenêtre d'observation** Ainsi, le compromis concernant la fenêtre d'interpolation pour les splines (section 3.2.2.c) peut être évalué partiellement (les comportements volontaires n'étant pas modélisés). Pour se rapprocher d'un cas réaliste pour la position, sur laquelle est portée l'attention dans un premier temps, la simulation figure 3.16a est modifiée. Seul le différentiel de force et de trajectoire sont simulés, le différentiel de position est alors additionné à une trajectoire en position non perturbée pour obtenir  $x_z$ , comme montré sur la figure 3.18. Ensuite, en faisant varier la fenêtre d'interpolation  $f_i$  entre 200 ms et 400 ms, et la fenêtre d'identification  $f_o$  entre 100 ms et 300 ms, on peut étudier comment les erreurs d'estimation de trajectoire en position sont corrélées à celles des paramètres identifiés (figure 3.19).

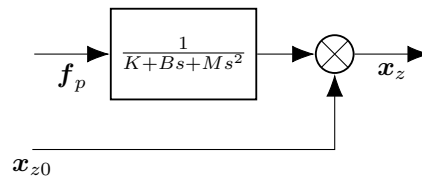


FIG. 3.18 : Simulation pour l'identification des paramètres en impédance avec des signaux en force issus d'expérimentations sans perturbations.

Les estimations ont été conduites sur 143 perturbations simulées, avec les trajectoires en position d'une des expériences de la session i), avec un pas de 3 ms pour chaque fenêtre  $f_i$  et  $f_o$ . On peut constater sur la figure 3.19 que les erreurs induites par les splines sont biaisées par le modèle simulé. En effet, lorsque les paramètres sont élevés comme pour le modèle (a) (figure 3.19a), quelle que soit la fenêtre d'observation étudiée, pour les fenêtres d'interpolation des splines inférieures à 275 ms les erreurs relatives dépassent 50 % pour la raideur, alors que pour l'autre modèle (b), les erreurs relatives sur l'ensemble des paramètres ne sont jamais supérieures à 20 %. Il faut une fenêtre  $f_i$  supérieure à 325 ms avec le modèle (a) pour obtenir des erreurs de moins de 10 % sur la raideur.

Ces erreurs sont à comparer à celles de la figure 3.17 qui ne dépassent plus 0.5 % quels que soient les paramètres et modèles au-delà de 100 ms d'observation. On peut donc constater la sensibilité de la méthode proposée aux erreurs d'estimation sur trajectoire en position. Pour mieux comprendre pourquoi la raideur semble plus laborieuse à approcher pour le premier modèle (a), on peut se pencher sur le profil moyen des erreurs d'estimation de trajectoire virtuelle des splines, pour chacune des fenêtres  $f_i$ , en figure 3.20.

On peut alors constater que pour le modèle (a), l'amplitude des erreurs moyennes sur une trajectoire de 300 ms en fonction de la fenêtre  $f_i$  peut atteindre 1 cm, alors que pour le second modèle (b), elles ne dépassent jamais l'échelle millimétrique. Ce constat est d'autant plus amplifié que les mouvements induits par les perturbations en force sont plus faibles pour le premier modèle. En effet, pour les modèles avec des raideurs et masses plus importantes, l'amplitude de la réponse est plus faible. Ainsi, pour les perturbations utilisées d'une amplitude de 5 N (figure 3.16b), les modèles (a) et (b) donnent lieu à des déplacements maximum de 2 mm et 7 mm respectivement. On voit donc que les erreurs d'estimation de trajectoire en position représentent une proportion pouvant dépasser 50 % de l'amplitude du mouvement provoqué par la perturbation.

On constate donc une des limites des perturbations en force, qui nécessitent un présupposé



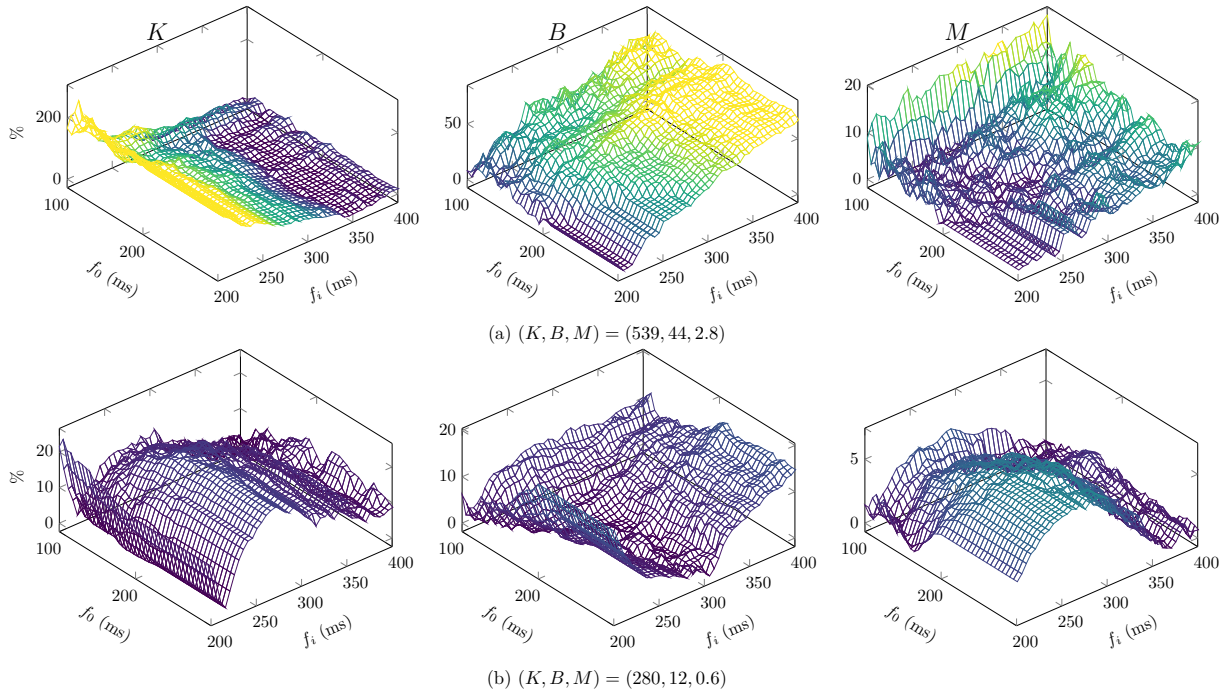


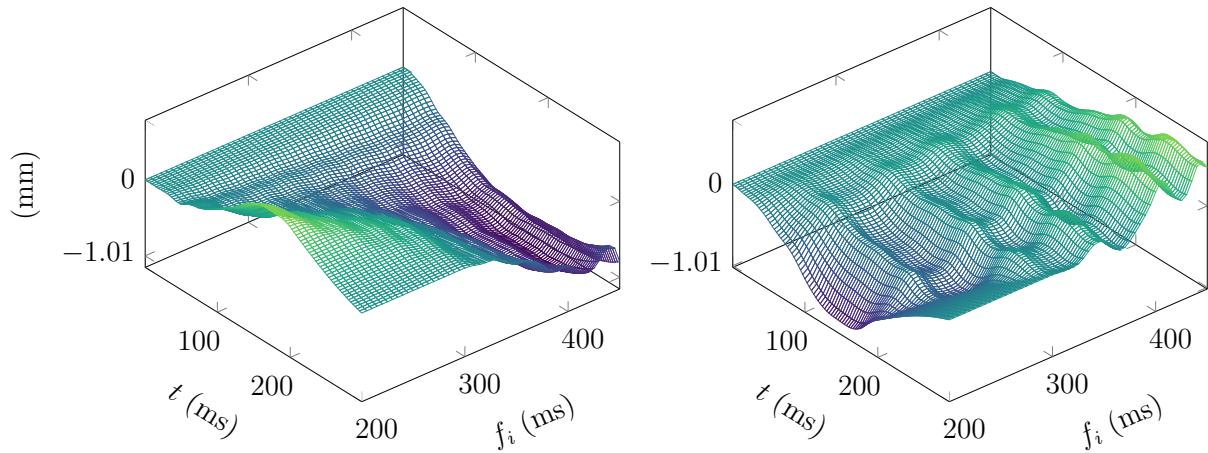
FIG. 3.19 : Erreurs relatives des paramètres estimés sur 143 trajectoires, en faisant varier les fenêtres d'interpolation des splines  $f_i$  pour estimer la trajectoire virtuelle en position, ainsi que les fenêtres d'observation  $f_0$  pour l'identification.

sur les raideurs qui doivent être identifiées. Si la perturbation est trop élevée par rapport à la raideur, alors, les mouvements provoqués seraient trop importants, et la supposition de linéarité du modèle en impédance humaine ne serait plus valide. Par ailleurs, trop perturber le mouvement pourrait le dénaturer, ou rendre la tâche plus difficile à réaliser, voire impossible. Il n'est donc pas possible de simplement augmenter l'amplitude des perturbations. Pour obtenir un déplacement équivalent à celui du second modèle (b), il faudrait injecter des perturbations en force avec un pic d'environ 17 N, pour le modèle (a). Or ces perturbations induiraient un mouvement de plus de 2 cm à l'autre modèle.

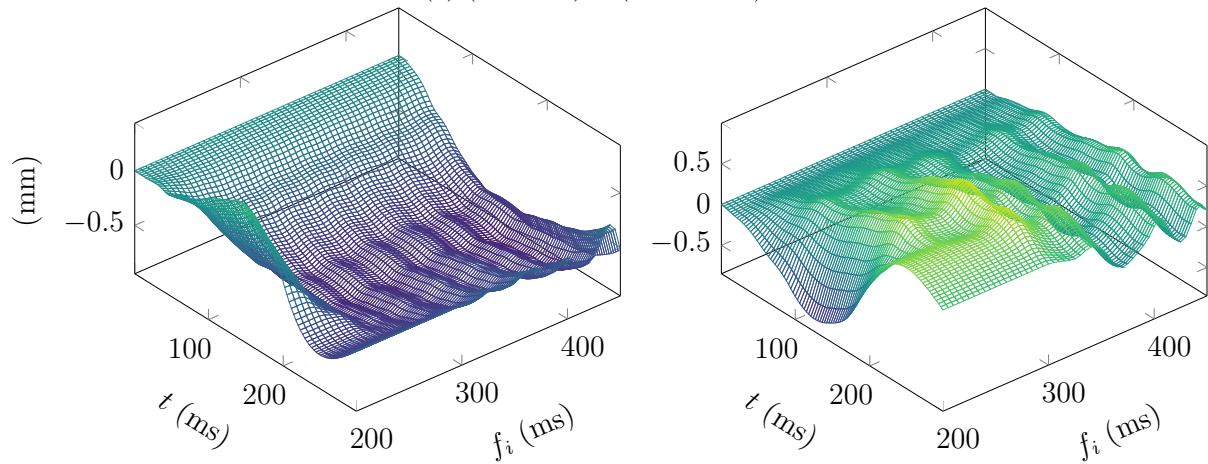
**Triage avec le coefficient de détermination** Pour essayer de limiter ces erreurs, on peut notamment s'intéresser aux coefficients de détermination  $R^2$  (3.33) de la reconstruction de la position à partir des paramètres identifiés pour voir si l'identification permet de reproduire les données en sortie. Un faible coefficient de détermination signifie que le modèle utilisé n'est pas en adéquation avec les données en entrée et sortie. Dans ce cas précis, cela signifie que la trajectoire virtuelle (sortie) a mal été estimée, puisque la position a bien été générée à partir du modèle en impédance. Toutefois, il est important de souligner que, par conséquent, un coefficient  $R^2$  élevé ne garantit pas l'identification des bons paramètres, et à l'inverse, un mauvais coefficient ne signifie pas systématiquement que les paramètres estimés sont erronés, les signaux de sorties étant seulement approchés ici.

$$R^2 = 1 - \frac{\sum_{i=1}^{n_s} (y_i - \hat{y}_i)^2}{\sum_{i=1}^{n_s} (y_i - \bar{y}_i)^2} \quad (3.33)$$





(a)  $(K, B, M) = (539, 44, 2.8)$



(b)  $(K, B, M) = (280, 12, 0.6)$

FIG. 3.20 : Profil moyen des erreurs d'estimation de la trajectoire virtuelle en position en fonction des fenêtres d'interpolation des splines  $f_i$ . Les perturbations positives (à gauche) et négatives (à droite) ont été séparées, leur profil d'erreurs étant assez complémentaire.

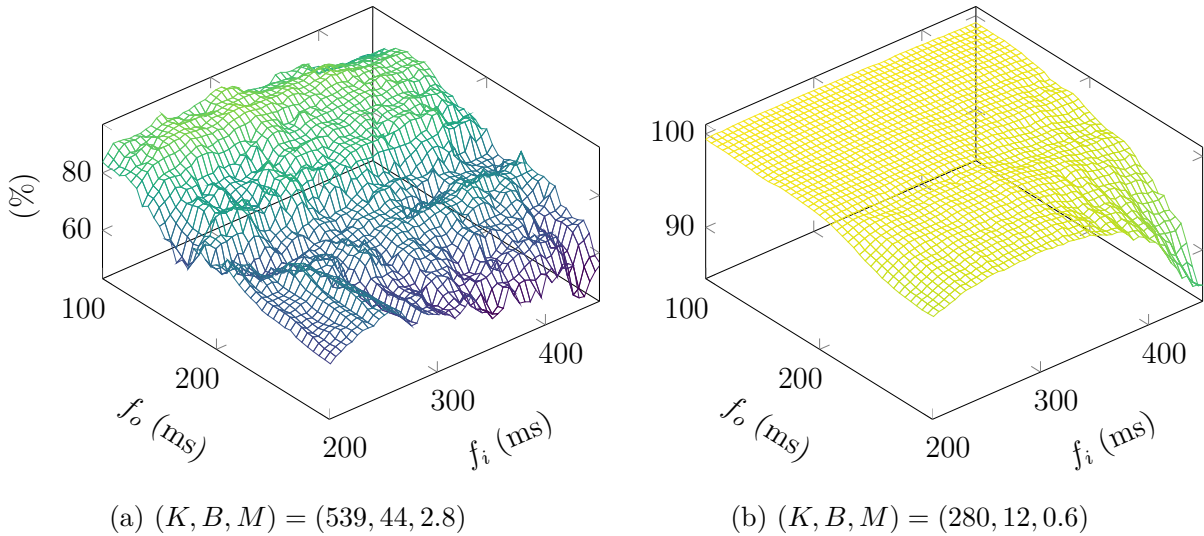


FIG. 3.21 : Coefficient de détermination  $R^2$  de la reconstruction du différentiel de position à partir des paramètres identifiés, en fonction des fenêtres  $f_o$  et  $f_i$ , pour les modèles (a) et (b).

La figure 3.21 confirme ce qui est indiqué par les figures 3.19 et 3.20, c'est-à-dire que le modèle (a) est moins bien en adéquation avec les entrées et sorties estimées que le modèle (b). Dans les deux cas, les coefficients  $R^2$  se dégradent fortement pour les fenêtres  $f_i$  et  $f_o$  les plus élevées. Comme les erreurs sur les paramètres  $K$ ,  $B$  et  $M$  semblent se compenser dans leur évolution sur les fenêtres d'identification moins élevées, la corrélation avec les erreurs relatives en figure 3.19 semble assez faible.

En utilisant  $R^2$  comme un premier critère de sélection pour sortir les données aberrantes on garde le même comportement global des erreurs relatives médianes. La principale différence provient de la réduction des distributions des erreurs des paramètres, que l'on peut observer grâce aux écarts inter-quartiles. Cette sélection permet en effet de se débarrasser de valeurs erronées extrêmes. Toutefois, la médiane n'est que très peu sensible à ce type d'erreurs, contrairement aux moyennes, d'où les faibles améliorations observées entre les figures 3.19 et 3.22.

**Pondération de l'identification** Une autre piste pour améliorer l'identification serait d'utiliser une méthode ARX pondérée. La pondération permet alors de donner plus de poids à certains échantillons, on peut donc estimer la confiance ou vraisemblance des données sur la position virtuelle, et l'utiliser comme pondération. Pour y arriver, on peut prendre en compte le profil moyen des erreurs d'estimation de trajectoire des splines, dont deux exemples ont été donnés en figure 3.20. Le modèle n'étant pas connu lors de l'estimation de trajectoire, il faut un profil moyen sur les gammes de paramètres attendus, 250 modèles dont les paramètres sont des combinaisons de ceux montrés dans le tableau 3.4 ont donc été simulés. Les trajectoires virtuelles en position ont été évaluées pour 144 perturbations en prenant la racine de l'erreur quadratique pour limiter les effets liés au signe de la perturbation.

Le profil d'erreur moyen  $\epsilon_{x_0}^i \in \mathbb{R}^{300}$  sur les trajectoires de 300 ms, pour les  $n_t = 144$  perturbations et  $n_m = 250$  paramètres simulés est donné en équation (3.34). La pondération pour chaque instant compris entre 1 ms et 300 ms de la trajectoire est alors définie par la

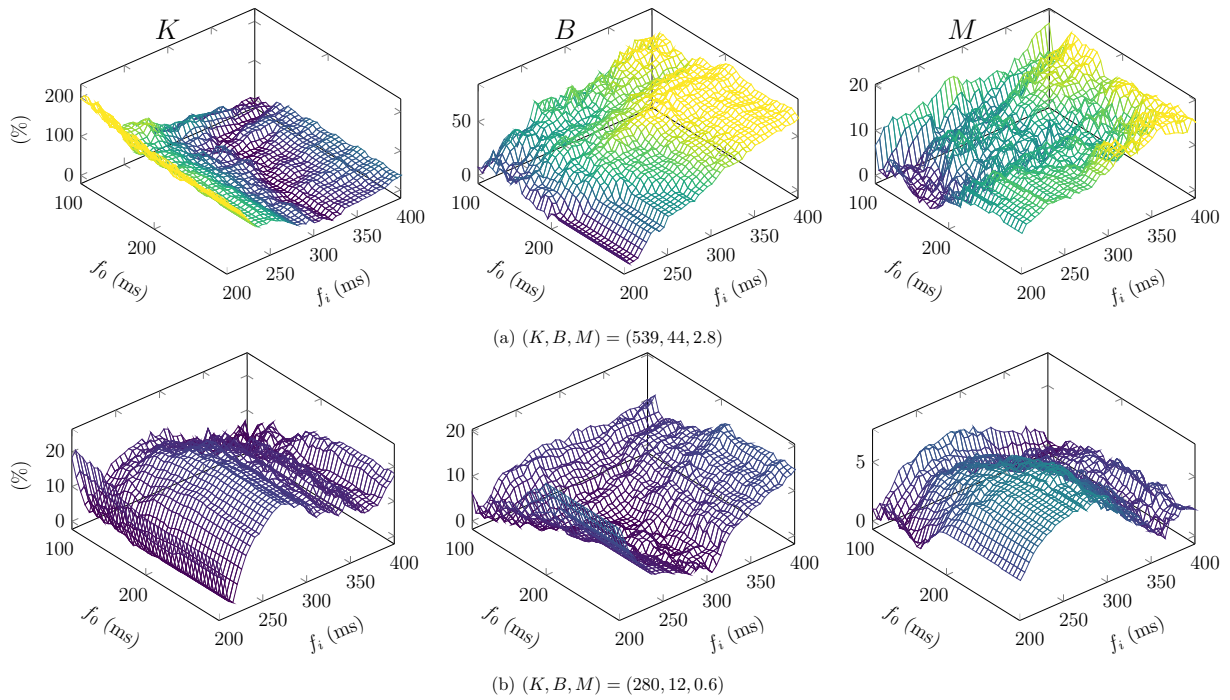


FIG. 3.22 : Erreurs relatives des paramètres estimés sur 143 trajectoires, en ne gardant que les estimations ayant conduit à des coefficients de détermination supérieurs à 50 %, en faisant varier les fenêtres d'interpolation des splines  $f_i$  pour estimer la trajectoire virtuelle en position, ainsi que les fenêtres d'observation  $f_0$  pour l'identification.

$K$ ( $\text{N m}^{-1}$ )	280	308.8	337.6	366.3	395.1	423.9	452.7	481.4	510.2	539
$B$ ( $\text{N s m}^{-1}$ )	12	20	28	36	44	x	x	x	x	x
$M$ (kg)	0.6	1.15	1.7	2.25	2.8	x	x	x	x	x

TAB. 3.4 : Gammes de paramètres du modèle KBM simulés, pour évaluer le profil moyen des erreurs des splines.

fonction de coût (3.35), pour chacune des  $i$  fenêtres d'interpolation, avec  $\gamma$  un coefficient compris entre zéro et un, qui définit la valeur minimale de pondération. Celle-ci sera attribuée aux points de la trajectoire avec l'erreur  $\epsilon_{x_0}^i$  maximale, alors que les erreurs moyennes nulles se verront attribuées une pondération unitaire.

$$\epsilon_{x_0}^i = \frac{1}{n_m} \sum_{j=1}^{n_m} \frac{1}{n_t} \sum_{k=1}^{n_t} \epsilon_{j,k,i} \quad (3.34)$$

$$\mathbf{R}^i = \text{diag} \left( 1 - \epsilon_{x_0}^i (1 - \gamma) \max(\epsilon_{x_0}^i) \right) \quad (3.35)$$

La minimisation du critère quadratique par les moindres carrés pondérés de la méthode ARX est alors modifiée pour obtenir la forme générale (3.36), en respectant les mêmes conventions que pour (3.22).

$$\boldsymbol{\psi} = (\boldsymbol{\Theta}^t \mathbf{R}^i \boldsymbol{\Theta})^{-1} \boldsymbol{\Theta}^t \mathbf{R}^i \delta \mathbf{f}_z \quad (3.36)$$

Cette méthode a été testée pour des coefficients  $\alpha$  de 0.9, 0.75 et 0.5 avec des résultats similaires à chaque fois. Des pondérations linéaires avec des décrets entre 1 et  $\alpha$  ont aussi été essayées. Dans tous les cas, une faible amélioration de la raideur a été observée au détriment de dégradation importante pour l'amortissement et la masse. La recherche d'autres fonctions de coût serait nécessaire pour utiliser une méthode avec pondérations, les essais conduits n'étant pas concluants.

**Fenêtres d'optimisation de la trajectoire virtuelle en force** Si l'on regarde maintenant le cas où la position virtuelle  $\mathbf{x}_{z_0}$  est connue, et la trajectoire en force est estimée  $\hat{\mathbf{f}}_{z_0}$ , il est possible d'étudier l'effet des fenêtres d'optimisation utilisées avant  $f_l$  et après  $f_u$  le masque décrit en section 3.2.2.f. On s'intéresse donc aux erreurs d'estimation de la trajectoire sur deux fenêtres temporelles de la trajectoire en force, démarrant toutes après l'injection de la perturbation, de 100 ms et 300 ms. La figure 3.23 présente les erreurs RMS en fonction des fenêtres d'optimisation, pour les deux intervalles de temps. On constate une forte tendance sur 300 ms (figure 3.23a) liée à la durée de la fenêtre après le masque, cette tendance se dessine de manière moins significative sur 100 ms (figure 3.23b), c'est-à-dire sur le masque uniquement. C'est principalement sur ce dernier intervalle que les erreurs doivent être étudiées. En effet, on pourrait considérer qu'après 100 ms, la trajectoire virtuelle en force est de toute manière égale à la trajectoire mesurée, le signal n'étant plus perturbé. Dans tous les cas, il semble que les erreurs soient minimales pour les fenêtres les plus importantes.

De la même manière que cela a été fait pour les splines, on peut étudier comment les fenêtres utilisées pour résoudre le problème d'optimisation des sinusoides influent sur les erreurs d'identification des paramètres, et donc comment les erreurs d'estimation de trajectoire montrées en figure 3.23 influent sur l'identification. La figure 3.24 montre les erreurs relatives des médianes des paramètres identifiés sur 100 ms et 200 ms, pour le modèle (b). Les erreurs induites sont presque systématiquement inférieures à 1 %, quelles que soient les configurations. Le modèle (a), non présenté ici, donne des erreurs du même ordre, relativement aux paramètres injectés. La tendance observée pour les erreurs d'estimation de  $\hat{\mathbf{f}}_{z_0}$  ne se retrouve pas sur l'estimation des paramètres. L'ensemble des fenêtres permette d'obtenir des erreurs nettement inférieures à celles provoquées par les splines.

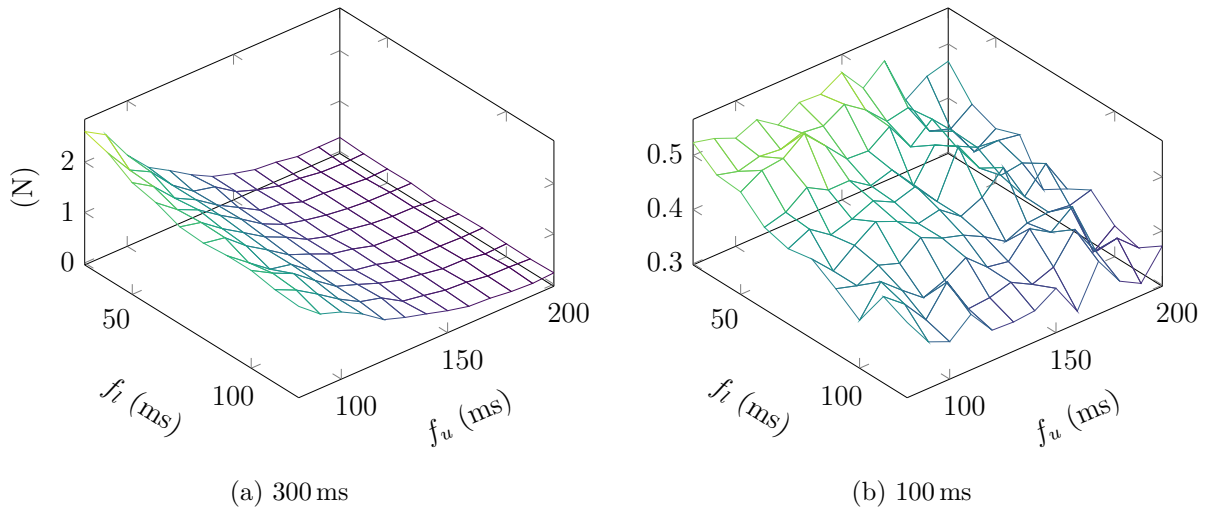


FIG. 3.23 : Somme des erreurs quadratiques sur deux intervalles temporels, en fonction des tailles des fenêtres d'optimisation de sinusoides avant et après le masque.

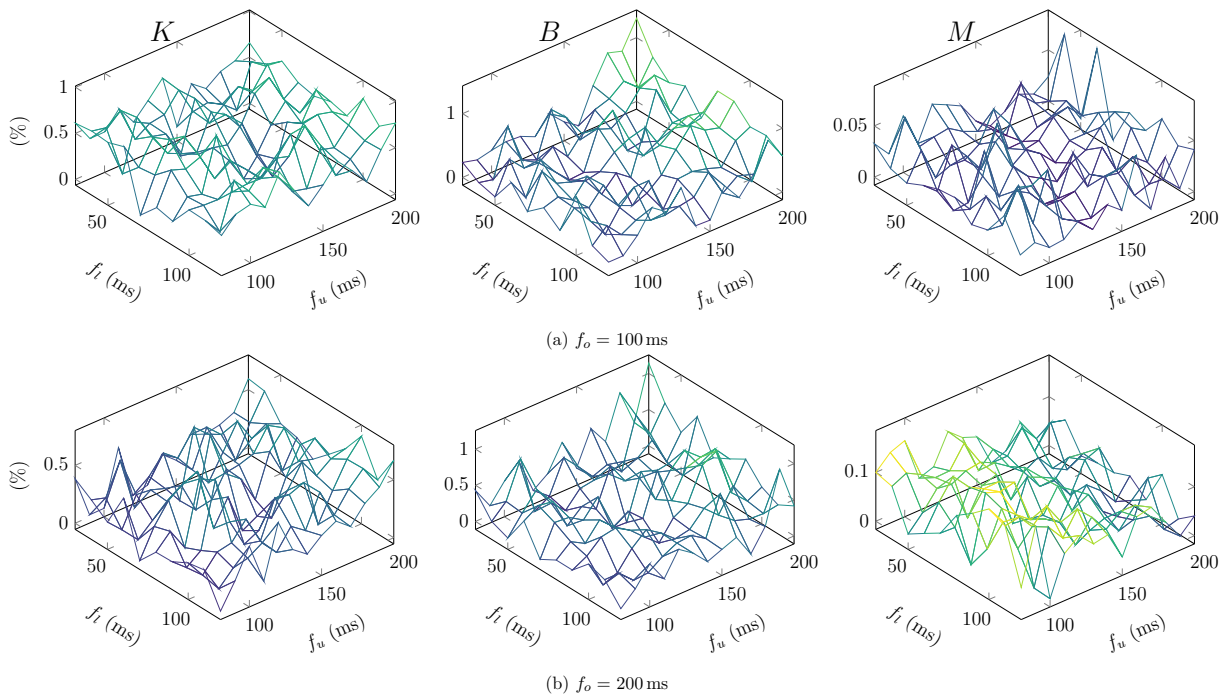


FIG. 3.24 : Erreurs relatives des paramètres médians  $K$ ,  $B$ , et  $M$  du modèle (b), en fonction des fenêtres d'optimisation  $f_l$  et  $f_u$ , pour des identifications conduites sur respectivement 100 ms et 200 ms.

**Conclusion** Ces analyses tendent à indiquer que les erreurs d'identification des paramètres sont principalement dues aux erreurs d'estimation des trajectoires virtuelles en position. C'est donc les critères concernant les splines qui sont les plus discriminants. Étant donné les éléments décrits dans le chapitre 1, la fenêtre d'identification  $f_o$  doit être aussi faible que possible. Or cette dernière semble assez peu influencer les erreurs d'identification, comparativement au choix de la fenêtre d'interpolation des splines. L'amortissement  $B$  est le paramètre le plus sensible à la fenêtre  $f_o$ , sur les différents modèles essayés. Une identification conduite entre 150 ms et 200 ms permet un bon compromis.

Selon qu'on cherche à minimiser les erreurs d'identification sur la raideur ou l'amortissement, le choix de la fenêtre d'interpolation ne sera pas le même. En effet, pour minimiser l'erreur de raideur sur les deux modèles la fenêtre d'interpolation  $f_i$  doit être supérieure à 300 ms. À partir de 350 ms, l'erreur relative des médianes de raideur est de l'ordre de 10 % pour les deux modèles, contre environ 50 % pour l'amortissement. Pour minorer cette dernière,  $f_i$  doit au contraire être minimale, les plus faibles erreurs étant obtenues autour de 200 ms.

L'objectif principal étant ici l'identification de la raideur, le choix s'est porté sur les valeurs de fenêtres  $f_i$  et  $f_o$  de respectivement 350 ms et 150 ms.





# Chapitre 4

## Résultats des expériences sur participants humains

### Sommaire

---

<b>4.1</b>	<b>Mise en place expérimentale</b>	<b>98</b>
4.1.1	Objectifs et hypothèses	98
4.1.2	Matériel	99
4.1.3	Protocole	99
4.1.3.a	Recrutement de la cohorte	100
4.1.3.b	Déroulement expérimental	101
4.1.3.c	Traitement des données	103
<b>4.2</b>	<b>Résultats</b>	<b>103</b>
4.2.1	Étude des performances	104
4.2.1.a	Effets des perturbations	104
4.2.1.b	Effets des hauteurs cibles	105
4.2.1.c	Performances individuelles et apprentissage	107
4.2.2	Résultats des identifications d'impédance	109
4.2.2.a	Effets des hauteurs cibles	109
4.2.2.b	Effets des phases perturbées	110
<b>4.3</b>	<b>Discussions</b>	<b>111</b>
4.3.1	Performances à la tâche de jonglerie	112
4.3.1.a	Les perturbations sont-elles nuisibles à la tâche?	112
4.3.1.b	Les changements de l'amplitude de rebond ont-ils un effet sur les performances?	112
4.3.2	Comportement en impédance cartésienne	113
4.3.2.a	Comparaison des résultats	113
4.3.2.b	Analyse des variations de phases cycliques	115
4.3.2.c	Conclusion	116

---



Ce chapitre présente le protocole expérimental proposé pour réaliser les estimations d'impédance pendant une interaction physique avec un robot impliquant des mouvements rythmiques. Puis, les résultats des expériences conduites sont analysés statistiquement pour observer les performances et les paramètres apparents en impédance des participants.

## 4.1 Mise en place expérimentale

### 4.1.1 Objectifs et hypothèses

Comme vu en section 1.2.2, les propriétés viscoélastiques des membres humains peuvent varier en fonction de nombreux facteurs, dont les tâches réalisées et les environnements dans lesquels elles interviennent. Or, lors de contrôles collaboratifs, la connaissance de ces caractéristiques permet d'orienter le choix du ou des contrôleurs mais aussi d'améliorer leurs réglages pour un meilleur ressenti des utilisateurs, comme c'est le cas pour les contrôles en admittance (voir section 2.1.1.b). Au cours de tâches en mouvement, ces propriétés varient aussi en fonction du temps. On peut donc s'attendre à des variations cycliques de ces propriétés pendant des mouvements rythmiques.

On souhaite donc vérifier si, au cours d'une tâche cyclique, classiquement utilisée en sciences du mouvement humain, nécessitant un contrôle actif pour maintenir un objectif - *dans le cas étudié, la hauteur cible* -, un contrôle passif ou subconscient des propriétés viscoélastiques intervient pour améliorer la robustesse et les performances de la tâche, d'où la formulation des hypothèses 1 et 2.

#### Hypothèse 1

Les performances à la tâche de jonglerie sont corrélées à la raideur et l'amortissement cartésiens du bras.

#### Hypothèse 2

Les variations d'impédance observées permettent d'améliorer les marges de stabilité, et donc la robustesse lors d'interactions physiques avec un environnement.

De plus, lors de tâches cycliques, les variables cinématiques varient aussi en rythmes et sont contrôlées par des structures spinales, comme les réseaux locomoteurs ou CPG<sup>1</sup> étudiés pour la tâche de jonglerie par A. de Rugy et al. (2003) et G. Avrin et al. (2018). On pourrait alors s'attendre à ce que les propriétés dynamiques et donc notamment d'impédance varient aussi en rythme et soient contrôlées par des structures proches. Ces travaux ne se sont pas intéressés en détail aux CPGs, l'origine soupçonnée de telles variations n'a donc pas été étudiée, toutefois, l'hypothèse 3 peut quand même être formulée sans la notion de CPG et au niveau cartésien.

---

<sup>1</sup>« *Central Pattern Generators* »

### Hypothèse 3

La raideur apparente cartésienne du bras humain varie de manière cyclique en régime stable de la tâche de jonglerie.

Afin de pouvoir valider ou infirmer ces hypothèses, il faut a) estimer l'impédance mécanique cartésienne du bras humain à plusieurs instants du cycle, avec des participants capables de maintenir un régime stable de la jonglerie, b) faire varier la difficulté de la tâche, c) avoir des participants avec des performances variées.

#### 4.1.2 Matériel

Les différents équipements nécessaires pour la mise en place du banc expérimental conçu pour réaliser des expériences d'estimation d'impédance sur des utilisateurs sains pendant une tâche rythmique sont présentés succinctement ici, et les détails sont fournis en annexe J.

Ainsi, un robot de petite taille à 5 degrés de liberté a été utilisé pour ces expériences, et piloté à une fréquence d'échantillonnage de 1 kHz. Les spécifications techniques sont fournies en section J.1. Un capteur d'efforts 6 axes a été fixé à l'interface de l'effecteur final du robot, et d'une poignée permettant aux participants de manipuler le robot. De cette manière, les forces d'interaction pouvaient être estimées après compensation de biais. Les détails de calculs ainsi que les spécifications du capteur sont accessibles en sections J.2.1 et J.2.2. Enfin, un système de caméras et de marqueurs rétro-réfléchissants permettait d'obtenir une position non biaisée de la poignée du robot à une fréquence de 120 Hz, comme détaillé en section J.2.3.

L'ensemble des données acquises par les capteurs et le robot était cadencé en utilisant l'intergiciel *Robot Operating System* (ROS) (voir section J.3), puis interpolé à 1 kHz pour les calculs des estimations des paramètres. Comme on peut l'observer sur la figure 4.1, la tâche de jonglerie, décrite en section 2.2.1.a, est simulée et affichée sur un écran approximativement à hauteur du regard des participants.

#### 4.1.3 Protocole

Le protocole proposé a été soumis et accepté par le comité éthique de Paris Saclay.

Deux expériences ont été définies. La première expérience consiste à perturber le bras à différentes phases du cycle de la tâche de jonglerie étudiée, tandis que l'autre expérience fait uniquement varier la hauteur cible de la tâche. L'une permettra d'observer une partie des variations cycliques du comportement cartésien en impédance, tandis que l'autre permettra de faire varier les conditions de la tâche pour modifier sa difficulté.

Les conditions expérimentales de la tâche de jonglerie - qui permet aux participants de générer un mouvement rythmique -, ont été calibrées pour qu'un maximum de personnes puissent atteindre un comportement stable. Le succès des expériences étant conditionné par la capacité des participants à atteindre un mouvement rythmique régulier, une tâche trop complexe aurait nécessité des phases d'entraînement laborieuses pour que les participants atteignent un niveau d'expertise suffisant. Les paramètres de la simulation ont donc été réglés pour simplifier la tâche, et se rapprocher de fréquences facilement atteignables lors des



FIG. 4.1 : Banc expérimental au cours d'une expérience.

interactions avec le robot. La phase de recrutement, ainsi que la cohorte en découlant sont détaillées en section 4.1.3.a.

Par ailleurs, pour obtenir suffisamment de données et limiter les effets de variance induits par les erreurs d'estimation de trajectoire (voir section 3.2.3.b), des interactions relativement longues doivent être réalisées. Pour borner les phénomènes de fatigue, les expériences ont été découpées comme détaillé dans la section 4.1.3.b.

#### 4.1.3.a Recrutement de la cohorte

Le recrutement de la cohorte s'est principalement fait au sein du laboratoire des signaux et systèmes (L2S), avec l'aimable participation de doctorants, post-doctorants et chercheurs, via la diffusion de messages par mail, et sur les canaux de communications usuels du laboratoire. Le recrutement a aussi été diffusé à des étudiants de l'université Paris-Saclay (UFR STAPS). Seules les personnes ayant des pathologies motrices étaient exclues du recrutement.

Sur la cohorte ayant participé aux expériences, 25 % étaient des femmes, et 90 % étaient droitiers. Presque 60 % des participants ont déclaré n'avoir jamais manipulé un banc expérimental similaire antérieurement aux expériences, et 30 % ont annoncé manipuler un robot pour la première fois. Seuls deux participants avaient un niveau de pratique habituel des robots. 23 % ont déclaré avoir un niveau de pratique nul, tout sport de raquette confondu, 42 % un niveau novice, 32 % un niveau intermédiaire et un seul participant a annoncé avoir un niveau avancé.

Les participants avaient en moyenne 30 ans, mais la médiane des âges se situait à 27, l'âge le plus représenté au moment des expériences, avec 8 individus. 50 % des participants avaient ainsi entre 26 et 30 ans. La taille moyenne des participants était de 176.2 cm ( $\pm 9.3$  cm) et leur poids moyen de 71.3 kg ( $\pm 12.7$  kg) - *les écarts types sont indiqués entre parenthèses*. Il

est important de spécifier ici, que le banc expérimental n'était pas réglable en fonction de la taille des participants, or quatre personnes faisaient moins 1.65 m et trois plus de 1.85 m. Avec une amplitude de plus de 40 cm sur l'ensemble de l'échantillon, l'ergonomie de l'expérience n'était pas garantie à l'ensemble des utilisateurs.

Le calcul de l'indice de masse corporelle (IMC)<sup>2</sup> n'a indiqué aucune personne en obésité sévère ou état de maigreur dans l'échantillon, avec une médiane à 22.3 kg m<sup>-2</sup> et 27 des participants avec un indice compris entre 18.5 kg m<sup>-2</sup> et 25 kg m<sup>-2</sup>.

### 4.1.3.b Déroulement expérimental

Trente et une personnes ont participé à deux sessions expérimentales d'une trentaine de minutes chacune. Ces deux sessions étaient si possible réalisées le même jour, avec une pause minimale de 45 min entre les deux. Seuls trois participants ont réalisé les deux sessions sur des jours différents, espacés toutefois de moins de 5 jours. Au cours de ce temps cumulé d'environ 1 h, les participants ont effectué deux expériences (Expérience 1 et Expérience 2) dans un ordre aléatoire.

Lors du premier contact avec les participants, éventuellement par mail, les éléments suivants étaient transmis : un descriptif des objectifs généraux, le formulaire de consentement éclairé, et une vidéo de présentation du banc expérimental. Le jour de l'expérience, les participants devaient signer le formulaire et fournir des renseignements (poids, taille, âge...), dans le respect de l'anonymat.

L'environnement virtuel simulé était ensuite présenté avec les consignes de sécurité lors d'une phase de familiarisation. Un essai était effectué dans un premier temps sans avoir à réaliser la tâche de jonglerie, simplement en déplaçant le robot de manière rythmique à une fréquence imposée. Puis dans un second temps, un essai avec la tâche de jonglerie était lancé, en présence de retours haptiques et perturbations, jusqu'à ce que le participant soit capable de maintenir un comportement stable de la tâche. Les participants étaient préalablement informés de la présence de retours haptiques et de possibles perturbations.

Enfin, une fois les candidats formés, une des deux expériences était tirée au hasard. Deux essais d'environ 5 min étaient alors réalisés, chacun séparé d'une courte pause. La première session se terminait alors, et au second rendez-vous les trois essais restants étaient effectués. L'expérimentateur posait alors quelques questions concernant le ressenti des participants, notamment sur leur perception de la difficulté des expériences et des perturbations.

**Expérience 1** Dans cette première expérience la hauteur cible, signifiée par une ligne rouge dans l'environnement simulé, est fixée à  $h_2^* = 1.75$  m. Il est important de remarquer que cette hauteur ne reflète pas les dimensions réellement affichées, mais est seulement pertinente pour le calcul du temps de chute de la balle - facilement déduit des équations balistiques. Après un compte à rebours annoncé oralement, les participants peuvent commencer à jongler en essayant d'envoyer la balle au plus proche de la cible. Pour les aider dans cette tâche, et aussi pour rendre l'activité plus ludique, un score correspondant à la distance entre les centres de

---

<sup>2</sup>Bien que cet indice soit imparfait, il n'est par exemple pas adapté aux athlètes (M. T. Provencher et al. 2018), il reste fortement corrélé à certaines pathologies comme des risques cardiovasculaires (J. Steinberger et al. 2005) et à des excès de mortalité (K. M. Flegal et B. I. Graubard 2009), il reste donc utile, notamment lorsqu'il est combiné à d'autres mesures venant combler ses lacunes.

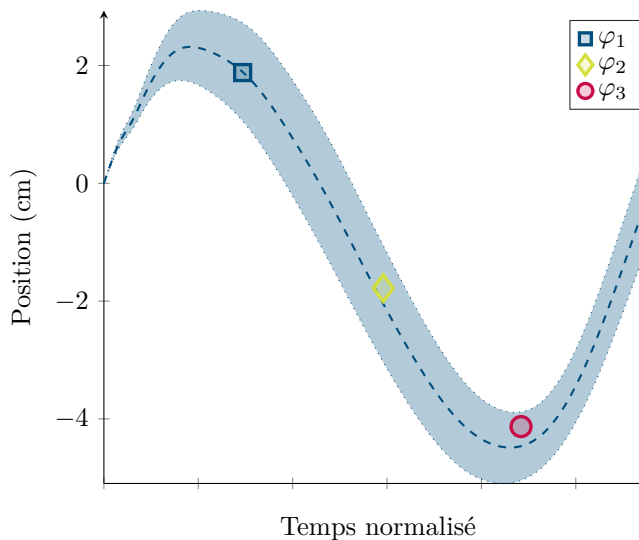


FIG. 4.2 : Exemple de trajectoires en position avec les perturbations moyennes

la balle et de la cible est affiché au dessus de la cible de manière lisible. Il s'agit de l'erreur de rebonds  $\epsilon_r$ .

Lors de chaque impact de balle, un retour haptique est simulé par le robot (équation (2.13)), et la fréquence de frappe moyenne est estimée sur une fenêtre glissante de 5 impacts. Dès le déclenchement de la tâche un minuteur dont la durée est déterminée de manière pseudo-aléatoire se déclenche pour déterminer le temps sans perturbation. Ce temps est borné entre 2s et 5s. Une fois cette durée écoulée, dès le prochain impact de balle détecté, un nouveau minuteur se déclenche pour permettre, en fonction de la fréquence moyenne estimée, d'injecter une perturbation à l'une des trois phases du cycle de jonglerie définies à 25 %, 50 % et 75 % du cycle. Ces phases correspondent approximativement à  $\varphi_1$  (l'instant après l'impact de la balle,  $\varphi_2$ ) la phase descendante de la position de la raquette,  $\varphi_3$ ) l'instant avant l'impact de la balle, au minimum de vitesse de la phase descendante, et sont choisies aléatoirement tout comme la direction des perturbations (voir figure 4.2).

Cette expérience est découpée en trois essais. Lorsque les participants ont commencé avec celle ci, la troisième manipulation avait lieu à la session suivante, après les deux manipulations de l'expérience 2.

**Expérience 2** Dans cette expérience, seules les perturbations de la phase  $\varphi_1$  sont injectées, toujours en respectant des temps de pauses identiques à l'expérience 1. La hauteur cible varie quant à elle entre 1.5 m et 2.0 m ( $h_1^*$  et  $h_3^*$ ), pour offrir deux nouvelles hauteurs cibles équidistantes de celle de l'expérience 1. Cette expérience se compose donc de deux essais, avec chacune ayant l'une des deux hauteurs cibles fixée. L'ordre d'exécution de ces hauteurs est aussi déterminé de manière pseudo-aléatoire.

Pour éviter que les participants ne compensent ces changement de hauteur en déplacement la zone d'impact de la balle verticalement, il leur était demandé d'essayer de maintenir la même zone d'impact.

Chacun des cinq essais des deux expériences est noté  $n_i$ , avec  $i$  correspondant à l'ordre d'exécution de l'essai, quelle que soit l'expérience.

### 4.1.3.c Traitement des données

Au total, avec les 31 participants, 155 essais ont été conduits pour les deux expériences sur un total de 62 sessions expérimentales, ce qui représente plus de 14 h d'enregistrement, sans compter les phases de familiarisation.

Les données brutes des positions verticales de la raquette  $z_p$  et de la balle  $z_b$  en fonction du temps sont générées et acquises à 500 Hz, puis interpolées sur le même vecteur temps que l'ensemble des données acquises avec le robot et le système de vision. Ce vecteur temps est défini avec une période d'échantillonnage constante de 1 ms. Les données de position de la balle ne sont pas filtrées, les autres données de position le sont à 25 Hz, et celles de force à 50 Hz, avec des filtres de Butterworth d'ordre 2 sans distorsion de phase. Les vitesses et accélérations sont obtenues par dérivation numérique centrée.

Les cycles de la tâche de jonglerie sont définis par les impacts de la balle et de la raquette. Chaque cycle se voit ainsi attribué un score pour qualifier la tâche  $\epsilon_r$  (voir figure 2.6), une position verticale cible  $h_i^*$  invariante durant les essais, une amplitude de rebond  $z_a$ , ainsi que les données temporelles relatives à la raquette et la balle virtuelle. Des booléens informent aussi si les cycles ont été perturbés, ou suivent un cycle perturbé. Si le cycle a été perturbé, le sens, l'instant et la phase  $\phi_i$  de la perturbation sont indiqués, ainsi que les paramètres en impédance identifiés ( $K$ ,  $B$ ,  $M$  et  $R^2$ ).

Les performances des participants pour la réalisation de la tâche, analysées dans la section 4.2.1, sont évaluées par rapport aux erreurs de rebond  $\epsilon_r$  entre la hauteur cible  $h^*$  et les apex de la balle, comme montré sur la figure 2.6. La précision de chaque participant est évaluée selon les essais à partir de la moyenne des erreurs de rebond  $\bar{\epsilon}_r$ , et leur répétabilité l'est aussi en utilisant les écarts types des erreurs de rebond  $\sigma(\epsilon_r)$  de chaque essai. Ainsi, tous les participants se voient attribuer un total de dix scores pour les deux expériences.

Comme détaillé dans le chapitre 3, les identifications des paramètres en impédance du bras humain sont plus précises, avec la méthodologie proposée, lorsque la médiane est utilisée sur un panel d'estimations plutôt que la moyenne, notamment pour la raideur dont l'identification est plus sensible aux erreurs. Ainsi, deux ensembles d'estimations des paramètres sont utilisés pour les deux expériences. Pour l'Expérience 1, les trois essais sont regroupés et les estimations sont séparées en fonction des phases perturbées pour chaque participant. Pour l'Expérience 2, seuls les deux essais réalisés avec les positions verticales cibles  $h_1^*$  et  $h_3^*$  sont utilisés et répartis en deux.

Dans les études qui suivent, des analyses de variance (ANOVA) ont été conduites avec des seuils de significativité fixés à 5%. Lorsqu'une ANOVA permet d'infirmer l'hypothèse nulle, elle est complétée par des tests *post-hoc*, qui correspondent à des tests t (Student 1908) multiples avec des corrections (J. W. Tukey 1949; O. J. Dunn 1961). C'est la correction de Bonferroni qui est utilisée pour ces analyses. L'annexe K détaille la représentation graphique de ces analyses.

## 4.2 Résultats

Les expériences ont pu se dérouler dans l'immense majorité sans rencontrer d'incidents. Dans deux uniques cas, lors de l'arrêt de manipulation, après que le participant ait lâché le robot, la séquence de remise en position initiale a échoué entraînant une collision entre



l'effecteur final et le support, malgré l'enclenchement de l'arrêt d'urgence. Ces deux incidents ont nécessité de replacer certains marqueurs et donc de refaire la calibration du système de vision, toutefois, il ne semble pas qu'ils aient eu d'autres conséquences.

Dans un premier temps, les performances des participants sont analysés dans la section 4.2.1 en fonction des perturbations, des positions verticales cibles  $h_i$ , des essais  $n_i$  ainsi que des individus. Enfin, les données biomécaniques sont analysés dans la section 4.2.2 en fonction des individus et des phases  $\varphi_i$  perturbées.

### 4.2.1 Étude des performances

Il faut rappeler que l'expérience par laquelle les participants ont commencé a été définie de manière pseudo aléatoire. Ainsi, 14 participants ont commencé par l'Expérience 1, 17 par l'autre.

#### 4.2.1.a Effets des perturbations

Bien que les perturbations aient été introduites pour être aussi peu perceptibles que possible, et minimiser l'influence sur la tâche, il est important de s'intéresser aux effets des cycles consécutifs à des perturbations. En effet, suite aux questions posées<sup>3</sup> aux participants, 55 % affirment avoir perçu des perturbations dans au moins l'une des expériences, et 15 % pendant l'ensemble des essais. Une éventuelle dégradation des performances due aux perturbations ne peut toutefois pas être écartée.

Une partie des cycles sont extraits, selon qu'ils sont avant une perturbation  $c_{pre}$ , suivant une perturbation  $c_{post}^1$  ou deux ou trois cycles après une perturbation  $c_{post}^2$  et  $c_{post}^3$ . L'influence de ce facteur à 4 niveaux, que l'on peut intituler "l'ordre du cycle" est étudiée. Un deuxième facteur, celui de l'expérience (2 niveaux : Expérience 1 et Expérience 2) est considéré. Ces facteurs sont analysés en fonction de  $\bar{\epsilon}_r$  et  $\sigma(\epsilon_r)$  pour chaque participant.

L'ANOVA mixte conduite sur  $\bar{\epsilon}_r$  pour les 4 conditions de cycle et le facteur expérimental révèle un effet significatif du facteur principal  $F(3, 180) = 6.8$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.026$ , aucun effet d'interaction n'est par contre observé. L'analyse *post-hoc* dévoile que c'est la condition  $c_{post}^1$  qui est significativement différente de l'ensemble des autres conditions, comme on peut le voir sur la figure 4.3. Seuls les cycles qui suivent directement une perturbation obtiennent donc des erreurs de rebonds moyennes significativement différentes, avec un effet moyen toutefois faible de 2 cm.

L'ANOVA mixte conduite sur  $\sigma(\epsilon_r)$ , pour les 4 conditions de cycle et le facteur expérimental, a du être corrigée, puisque l'hypothèse de sphéricité n'était pas vérifiée par le test de J. W. Mauchly (1940). Après l'application de la correction de H. Huynh et L. S. Feldt (1976), aucun effet significatif des facteurs n'est observé  $F(2.6, 158) = 1.5$ ,  $p = 0.23$ ,  $\eta^2 = 0.005$ , et aucune interaction n'est non plus observée. La répétabilité de la tâche ne semble donc pas significativement modifiée par la présence de perturbations.

On peut remarquer en plus des résultats précédents que le choix d'expérience n'a, pour aucun des critères étudiés, entraîné d'interactions significatives. Par ailleurs, un test d'homoscédasticité (I. Olkin 1960, Chapitre 25, par H. Levene) permet de conclure à l'homogénéité des

---

<sup>3</sup>Une étude poussée des perceptions et du ressenti des participants seraient nécessaires pour appuyer les données recueillies.

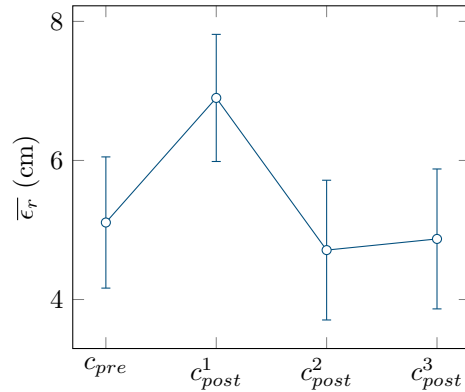


FIG. 4.3 : Effets des perturbations sur  $\bar{\epsilon}_r$ , les erreurs types sont utilisées comme intervalle de confiance.

variances entre les deux expériences, quelle que soit la condition. On peut donc en conclure que les effets des perturbations sont similaires sur les deux expériences.

#### 4.2.1.b Effets des hauteurs cibles

En premier lieu, il faut remarquer que les modifications des hauteurs cibles  $h_i^*$  visaient à générer des amplitudes de rebonds  $z_a$  différentes. Pour que les trois hauteurs cibles choisies entraînent des variations significatives de  $z_a$ , les consignes données aux participants étaient d'essayer de maintenir la position verticale d'impact de la balle constante. On se propose donc de vérifier que les trois hauteurs cibles ont donné lieu à trois amplitudes  $z_a$  distinctes.

Les amplitudes de rebonds  $z_{a1}$ ,  $z_{a2}$  et  $z_{a3}$  induites par les expériences sont donc regroupées pour l'ensemble des participants et analysées comme montré sur la figure 4.4. Pour chaque participant, la moyenne des amplitudes de rebond en fonction des cibles est utilisée. L'ANOVA à mesures répétées conduite sur les trois conditions de positions verticales révèle un effet significatif important du facteur  $F(2, 60) = 23.6 \times 10^3$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.999$ . L'analyse *post-hoc* par paire, révèle que les différences sont significatives pour entre chaque groupe ( $p_{bonf} < 0.001$ ).

Comme on peut le constater, les moyennes  $z_a$  sont différentes de celles indiquées pour les consignes expérimentales (1.5 m, 1.75 m et 2.0 m), car la position verticale d'impact avec la balle n'est pas nulle. Cette analyse confirme bien que les changements de position verticale des cibles induisent des variations de  $z_a$ , comme souhaité.

Après cette vérification, il est possible d'étudier l'influence du facteur "hauteur cible" sur les moyennes  $\bar{\epsilon}_r$  et écarts types  $\sigma(\epsilon_r)$  des erreurs de rebonds par des analyses de variance.

Deux analyses de variance sont donc conduites sur  $\bar{\epsilon}_r$  et  $\sigma(\epsilon_r)$  avec les trois conditions de hauteur cible comme facteur principal. La position verticale  $h_2^*$  ayant été conduite sur trois essais, seul le premier essai de la première expérience est considéré. Même si l'ordre d'exécution des expériences a été randomisé, deux facteurs entre les sujets sont ajoutés pour signifier si les participants ont commencé par la première ou la seconde expérience ( $exp_1$ ), puis si lors de la deuxième, ils ont commencé avec la position verticale  $h_1^*$  ou  $h_3^*$  ( $h^1$ ).

Aucun effet significatif, ni aucune interaction ne sont observés pour l'ANOVA mixte conduite avec  $\bar{\epsilon}_r$ . Par contre, l'ANOVA mixte réalisée sur  $\sigma(\epsilon_r)$  révèle un effet significatif



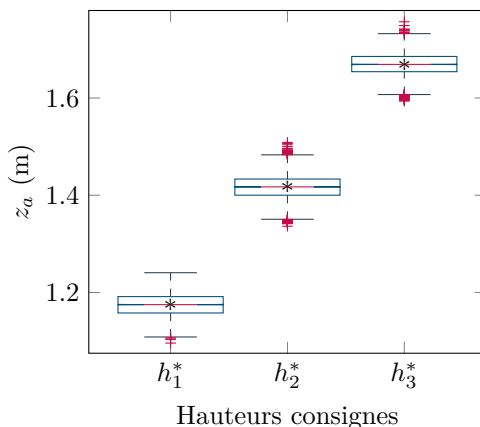


FIG. 4.4 : Diagramme en boîte de la distribution des amplitudes de rebond en fonction des positions verticales cibles.

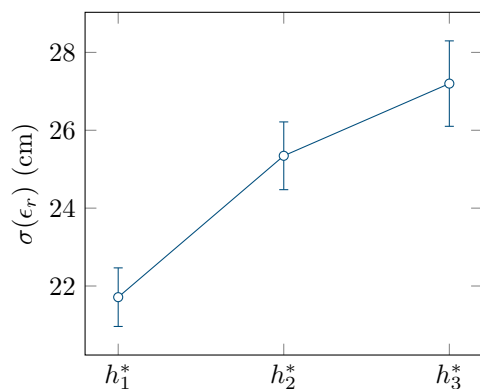


FIG. 4.5 : Effets de  $h$  sur  $\sigma(\epsilon_r)$ .

du facteur  $h^*$ ,  $F(2, 54) = 12.0$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.173$ , sans qu'aucune des interactions ne se révèle significative. Les tests *post-hoc* montrent des différences significatives entre les paires  $(h_1, h_2)$  ( $p_{bonf} = 0.006$ ) et  $(h_1, h_3)$  ( $p_{bonf} < 0.001$ ), comme on peut l'observer sur la figure 4.5, où l'erreur type est utilisée comme intervalle de confiance.

Comme on peut le voir sur la figure 4.5, l'écart type  $\sigma(\epsilon_r)$  moyen des participants augmente avec  $h^*$ , indiquant une dégradation de la répétabilité.

Il est intéressant de noter que seuls 13% des participants ont trouvé que la position verticale la plus faible représentait l'expérience la plus complexe à réaliser pour minimiser l'erreur de rebond, alors que respectivement 38% et 5% ont ressenti plus de difficulté pour la hauteur la plus élevée et la hauteur médiane - les autres n'ont soit pas observé de différence, soit n'ont pas su en départager une seule.

Il est important de souligner que si les variations de condition de position verticale entraînent des changements significatifs sur la répétabilité, les effets sont assez faibles ( $\eta^2 = 0.17$ ), avec une variation moyenne maximale de 5.5 cm entre les deux positions verticales extrêmes.

### 4.2.1.c Performances individuelles et apprentissage

Contrairement à la seconde expérience, l'expérience 1 n'a pas de variations expérimentales entre ses différents essais, les différentes phases perturbées étant réparties sur l'ensemble des trois essais. La même expérience est donc répétée sur deux sessions différentes, ce qui pourrait permettre de révéler un apprentissage de la tâche par une amélioration des performances.

Par ailleurs, l'ensemble des participants n'avait pas la même expérience sur le banc, comme présenté en section 4.1.3.a, 40 % des participants étaient déjà familiers avec le banc expérimental, et parmi les autres 50 % n'avaient jamais manipulé de robots articulés. Ces éléments pourraient laisser penser à des différences de performance individuelle non négligeable entre participants.

Pour qualifier les performances des participants, deux variantes des indicateurs définis en section 4.1.3.c sont calculés à partir des erreurs absolues de rebonds  $|\epsilon_r|$  qui permettent de qualifier : 1) la répétabilité, avec l'intervalle inter-quartile, et 2) la précision, avec la médiane. Après observation des données, il est supposé que trois niveaux de performance ou d'expertise  $e_i$  émergent ; toutefois, une analyse plus complète serait nécessaire pour juger du nombre de regroupements qualifiant au mieux les critères choisis.

Les groupes novices  $e_1$ , intermédiaires  $e_2$  et avancés  $e_3$  sont définis grâce à un problème d'optimisation combinatoire des k-moyennes, comme on peut le voir pour les deux indicateurs en figure 4.6. L'un des participants ayant eu des niveaux de qualification largement en deçà des autres, il a été écarté pour le partitionnement des données et a ensuite été classé avec les novices.

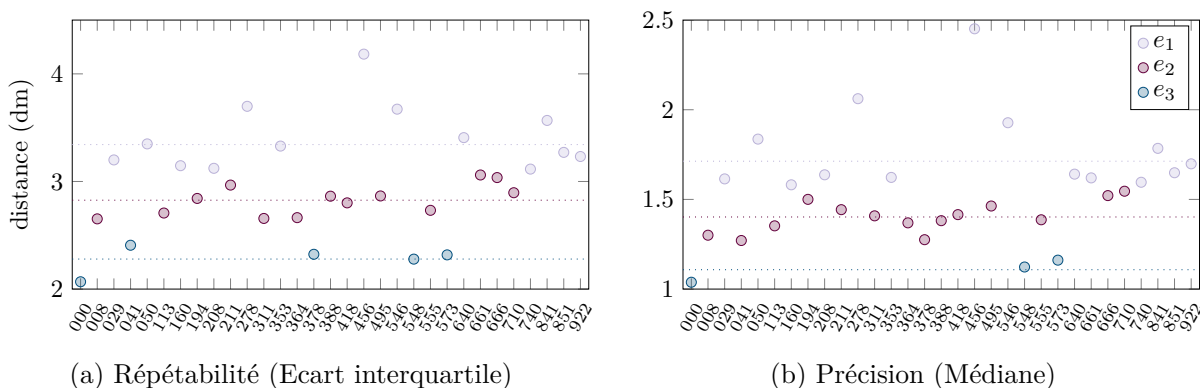


FIG. 4.6 : Partitionnement des participants en fonction des critères de répétabilité et de précision.

Le critère de répétabilité place respectivement 5, 13 et 13 personnes pour les groupes  $e_3$ ,  $e_2$  et  $e_1$  contre respectivement 3, 14 et 14 pour le critère de précision. Le chevauchement entre les deux critères n'est donc pas parfait, toutefois seuls trois participants ont vu leur qualification rétrogradée entre les critères de répétabilité et de précision. Pour plus de 90 % des participants, ces critères définissent les mêmes niveaux de performances. Le critère de répétabilité étant admis comme un bon indicateur des performances, c'est ce dernier qui est conservé (K. Wei et al. 2008).

Ainsi, il est intéressant de noter que parmi les utilisateurs qualifiés d'avancés, 4 sur 5 avaient déjà eu au moins une utilisation antérieure du banc expérimental, notamment lors de

sessions préliminaires, et le seul n'ayant pas déjà manipulé ce banc expérimental avait déjà eu des interactions physiques avec des robots. Il est par ailleurs remarquable de noter que parmi les 13 novices, seuls 2 avaient déjà été familiarisés avec la manipulation (c'est à dire 15 %, contre 40 % sur l'ensemble de l'échantillon), et 5 avaient déjà manipulé un autre robot (c'est à dire 38 %, contre 58 % sur l'ensemble de l'échantillon). Ce qui revient aussi à dire que plus de 62 % des personnes n'ayant jamais manipulé un robot se sont retrouvées dans le groupe  $e_1$ , et le reste dans le groupe  $e_2$ .

Deux ANOVA mixtes à trois facteurs sont donc conduites pour  $\bar{\epsilon}_r$  et  $\sigma(\epsilon_r)$ , en considérant d'une part l'ordre d'exécution des essais  $n_i$  de l'expérience 1, les trois groupes de performance  $e_i$  d'autre part, et enfin en regardant par quelle expérience avaient commencé les participants  $s_i$  (3 essais  $\times$  3 niveaux  $\times$  2 sessions).

L'ANOVA mixte sur  $\bar{\epsilon}_r$  ne révèle aucun effet significatif, ni aucune interaction, aussi bien pour les effets intra qu'entre participants. L'ANOVA mixte sur  $\sigma(\epsilon_r)$  indique des effets significatifs des facteurs  $n_i$ ,  $F(2, 50) = 8.7$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.076$ , et  $e_i$ ,  $F(2, 25) = 18.1$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.37$ , ainsi qu'une interaction significative entre ces deux facteurs  $n_i \times e_i$ ,  $F(4, 50) = 2.7$ ,  $p = 0.040$ ,  $\eta^2 = 0.048$ .

Les analyses *post-hoc* montrent que des différences significatives existent pour les essais pour les paires  $(n_3, n_1)$  ( $p_{bonf} < 0.001$ ) et  $(n_3, n_2)$  ( $p_{bonf} = 0.05$ ,  $p_{holm} = 0.033$ ). Le dernier essai a en effet une répétabilité moyenne qui est meilleure de quelques centimètres (2.3 cm et 3.8 cm), comme on peut l'observer sur la figure 4.7. Des différences significatives sont aussi observées pour toutes les paires de niveaux de performance, avec un écart moyen de  $\sigma(\epsilon_r)$  maximal de 8.7 cm entre  $e_1$  et  $e_3$  ( $p_{bonf} < 0.001$ ) et minimal de 4.2 cm entre  $e_2$  et  $e_3$  ( $p_{bonf} = 0.01$ ). Ainsi, les effets de  $n_i$  bien qu'aussi significatifs sont moins importants, comme l'ont aussi révélé les effets de taille  $\eta^2$  des ANOVA.

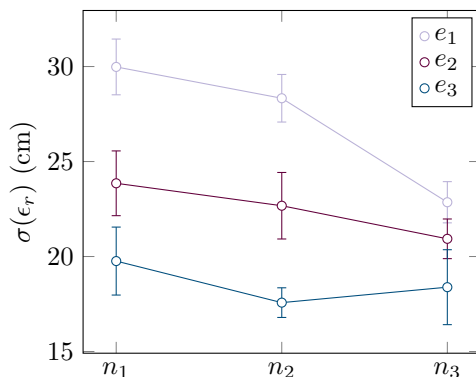


FIG. 4.7 : Effets des essais  $n_i$  et des performances  $e_i$  sur  $\sigma(\epsilon_r)$

Le critère d'expertise choisi semble donc pertinent, puisqu'il permet de démarquer des différences significatives pour les erreurs de rebonds entre les trois niveaux définis. Il reste à savoir si ces différences au niveau de la tâche se discernent aussi pour les propriétés biomécaniques identifiées.

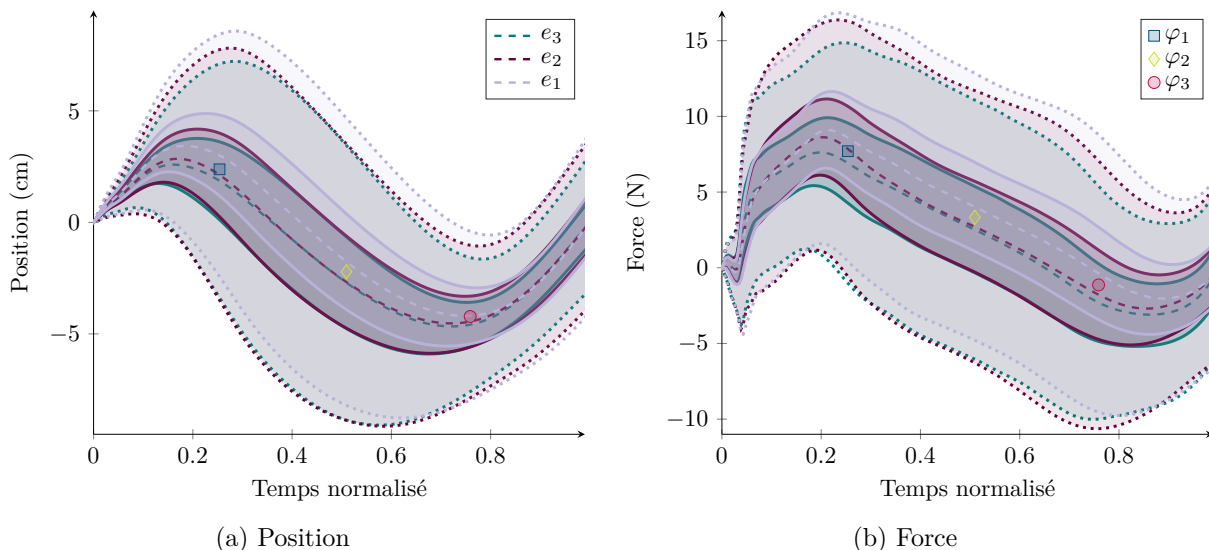


FIG. 4.8 : Trajectoires normalisées en fonction du niveau de performances.

## 4.2.2 Résultats des identifications d'impédance

Les données des expériences sont sélectionnées en fonction de deux paramètres, les positions verticales cibles  $h_i^*$  et les phases de cycle perturbées  $\varphi_i$ . Il est important de noter que toutes les configurations n'ont pas été générées. En effet, les variations de cycle n'ont été injectées que lors des expériences à la hauteur cible  $h_2^*$ . Les deux autres hauteurs ne sont donc perturbées qu'à la phase  $\varphi_1$ . La figure 4.8 montre les trajectoires moyennes cycliques des participants en fonction de leur groupe de performance  $e_i$ , avec un et trois écarts types représentés, ainsi que la moyenne cyclique des trois phases perturbées (marqueurs).

### 4.2.2.a Effets des hauteurs cibles

Comme observé dans la section 4.2.1.a, la hauteur cible a une influence significative sur les performances de la tâche. Pour savoir si ces changements de conditions expérimentales ont aussi induit des modifications des propriétés biomécaniques chez les participants, on s'intéresse aux données acquises pendant l'expérience 2, comme expliqué en section 4.1.3.c.

La figure 4.9 montre les diagrammes en boîte des paramètres estimés pour tous les participants en fonction de  $h^*$ , en comparant les données avec ou sans triage par le coefficient de détermination  $R^2$  (avant le calcul des médianes). Comme on peut le voir, après le tri la distribution des  $R^2$  est fortement réduite, avec par exemple, la moustache inférieure de  $h_1^*$  qui passe de 65 % à 91 %. Les modifications entraînent principalement la réduction des espaces inter-quartiles (notamment pour les amortissements apparents). Les données triées sont utilisées pour la suite.

Trois ANOVA mixtes sont réalisées sur les paramètres en impédance  $\hat{K}$ ,  $\hat{B}$  et  $\hat{M}$  des participants estimés en fonction de la position verticale cible  $h_i^*$  et avec le facteur de performance  $e_i$  entre participants. Aucun effet ni aucune interaction ne se sont révélés significatifs pour  $\hat{K}$  et  $\hat{B}$ . Par contre, un faible effet significatif de  $h_i^*$  a été constaté pour la masse  $F(1, 28) = 4.6$ ,  $p = 0.040$ ,  $\eta^2 = 0.014$ , avec une réduction moyenne de  $459 \pm 126$  g à  $434 \pm 94$  g entre  $h_1^*$

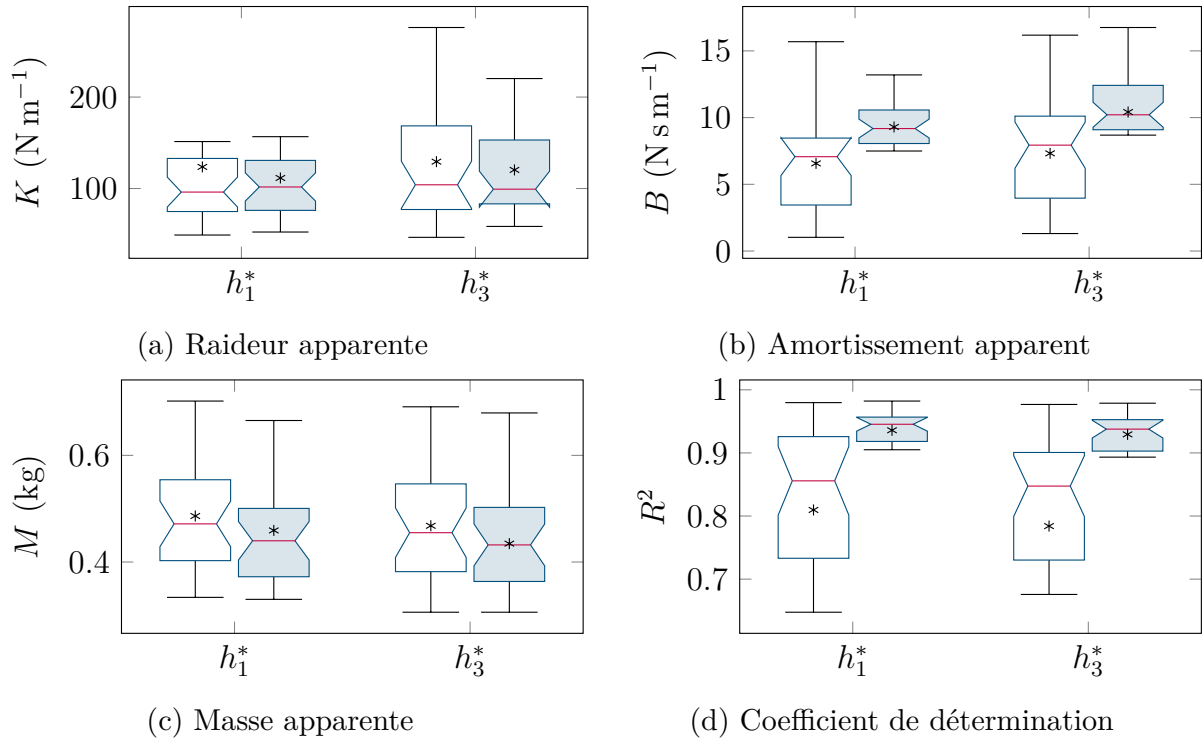


FIG. 4.9 : Paramètres apparents identifiés pour l'ensemble des utilisateurs lors des essais de l'expérience 2, en fonction des hauteurs cibles  $h_i^*$ . Les diagrammes en boîtes colorés représentent les données des utilisateurs après le tri utilisant le coefficient de détermination ( $R > 0.5$ ).

et  $h_3^*$ . Les différences de performance ou de condition de la tâche n'ont donc pas presque aucun effet significatif ou des effets trop faibles sur les paramètres  $\hat{K}$  et  $\hat{B}$ , pour être observés, contrairement à ce qui a pu être constaté par M. S. Erden et A. Billard (2015a).

L'ANOVA mixte conduite sur  $R^2$  ( $2h_i^* \times 3e_i$ ) n'indique ni d'effet significatif des performances ni de la hauteur, ni d'interaction. Pour les deux hauteurs cibles  $h_1^*$  et  $h_3^*$ , le coefficient de détermination moyen atteint  $93.3 \pm 3.1\%$ .

#### 4.2.2.b Effets des phases perturbées

L'hypothèse 3 suppose que les paramètres identifiés varient de manière cyclique. Seuls trois instants  $\varphi_1$  à  $\varphi_3$  du cycle sont perturbés, une observation continue de l'impédance n'étant pas possible avec la méthode d'identification proposée (voir section 3.2). Toutefois, si des variations significatives sont observées en fonction de la phase, les résultats permettront de corroborer l'hypothèse.

Des ANOVA mixtes sont donc conduites sur les paramètres en impédance estimés en fonction de la phase ( $3\varphi_i \times 3e_i$ ). Comme expliqué en section 4.1.3.c, seules les données de l'expérience 1 (3 essais), à la hauteur cible  $h_2^*$  sont utilisées, même si un effet de  $h_i^*$  n'a été observé que pour la masse.

Pour  $\hat{K}$ , l'ANOVA mixte ( $3\varphi_i \times 3e_i$ ), signale un effet significatif de  $\varphi$   $F(2, 56) = 8.3$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.134$ . Par contre, aucun effet des performances ( $e_i$ ), ni aucune interaction

( $e_i \times \varphi_i$ ) ne sont observés. Les tests *post-hoc* de l'ANOVA mixte indiquent des différences significatives pour la paire ( $\varphi_1, \varphi_3$ ) ( $p_{bonf} < 0.001$ ) avec un écart des moyennes de raideur de  $73 \text{ N m}^{-1}$ . La paire ( $\varphi_2, \varphi_3$ ) semble à la limite de la significativité ( $p_{bonf} = 0.067, p_{holm} = 0.045$ ) avec un écart de  $42 \text{ N m}^{-1}$ , comme on peut le voir sur la figure 4.10a.

Pour  $\hat{B}$ , l'ANOVA mixte ( $3\varphi_i \times 3e_i$ ) rapporte un effet significatif de  $\varphi$   $F(2, 56) = 8.6, p < 0.001, \eta^2 = 0.138$ , ainsi que des performances  $e_i$   $\varphi$   $F(2, 28) = 6.4, p = 0.005, \eta^2 = 0.123$ . Toutefois aucune interaction ( $e_i \times \varphi_i$ ) n'est observée. Les tests *post-hoc* de l'ANOVA mixte indiquent des différences significatives pour les paires ( $\varphi_1, \varphi_2$ ) ( $p_{bonf} = 0.004$ ) avec un écart des moyennes d'amortissement de  $1.94 \pm 0.58 \text{ N s m}^{-1}$  et ( $\varphi_2, \varphi_3$ ) ( $p_{bonf} < 0.001$ ) avec un écart de  $2.19 \pm 0.58 \text{ N s m}^{-1}$ , comme on peut le voir sur la figure 4.10b.

Pour  $\hat{M}$ , l'hypothèse de sphéricité (J. W. Mauchly 1940) n'étant pas vérifiée, la correction de H. Huynh et L. S. Feldt (1976) est appliquée. L'ANOVA mixte corrigée ( $3\varphi_i \times 3e_i$ ) rapporte un effet significatif de  $\varphi$   $F(1.5, 41.3) = 16.2, p < 0.001, \eta^2 = 0.063$ . Par contre, aucune effet des performances ( $e_i$ ), ni aucune interaction ( $e_i \times \varphi_i$ ) ne sont observés. Les tests *post-hoc* de l'ANOVA mixte indiquent des différences significatives pour les paires ( $\varphi_1, \varphi_2$ ) ( $p_{bonf} < 0.001$ ) avec un écart des moyennes de masse de  $71 \text{ g}$  et ( $\varphi_2, \varphi_3$ ) ( $p_{bonf} < 0.001$ ) avec un écart de  $67 \text{ g}$ , comme on peut le voir sur la figure 4.10c.

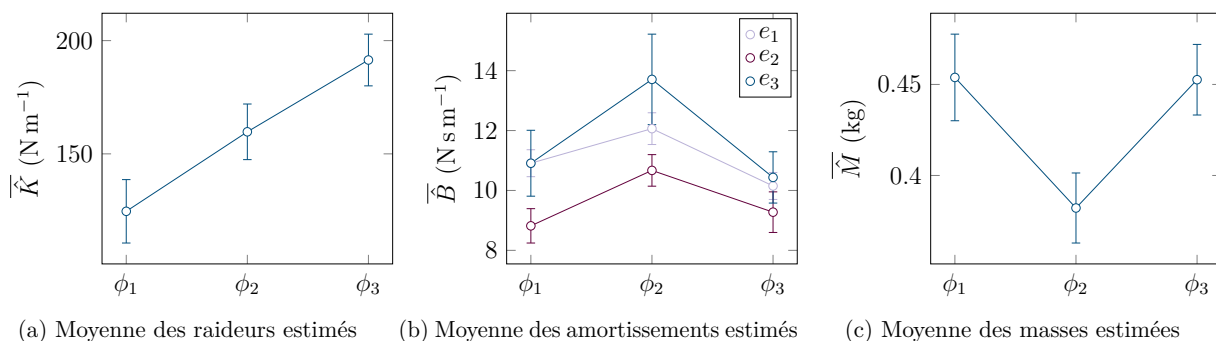


FIG. 4.10 : Effets de la phase  $\varphi$  sur les paramètres en impédance cartésienne apparente.

Pour les coefficients de détermination  $R^2$ , l'hypothèse de sphéricité (J. W. Mauchly 1940) n'est pas vérifiée ( $p < 0.05$ ). La correction de H. Huynh et L. S. Feldt (1976) a donc été appliquée. L'ANOVA mixte corrigée ( $3\varphi_i \times 3e_i$ ), rapporte un effet significatif de  $\varphi$   $F(1.6, 45.9) = 31.1, p < 0.001, \eta^2 = 0.3026$ . L'ANOVA non-paramétrique à mesures répétées (W. H. Kruskal et W. A. Wallis 1952) ( $3\varphi_i$ ) indique aussi un effet significatif de la phase  $\chi^2(2) = 31.0, p < 0.001$ .

Les tests *post-hoc* de l'ANOVA mixte corrigée indiquent des différences significatives pour les paires ( $\varphi_1, \varphi_2$ ) ( $p_{bonf} < 0.001$ ) avec un écart des moyennes de  $R^2$  de  $3.3 \pm 0.4 \%$  et ( $\varphi_1, \varphi_3$ ) ( $p_{bonf} < 0.001$ ) avec un écart de  $2.6 \pm 0.4 \%$ .

## 4.3 Discussions

Dans ces expériences, les participants ont été observés pendant qu'ils réalisaient une tâche de jonglerie dans un environnement virtuel. Leurs performances lors des différents essais ont été mesurées et ont été présentées en section 4.2.1 puis les propriétés biomécaniques

en impédance cartésienne apparente ont été estimées grâce à la méthodologie décrite au chapitre 3 et présentées en section 4.2.2.

La focalisation a été faite sur les variations des propriétés biomécaniques, en les observant en fonction des performances et des phases cycliques.

### 4.3.1 Performances à la tâche de jonglerie

L'ensemble des participants a été capable de réaliser la tâche de jonglerie dans les différentes conditions expérimentales proposées, en présence de faibles perturbations, bien que plus de la moitié de la cohorte soit complètement naïve vis à vis de l'expérience ou d'expériences similaires. On peut aussi remarquer que les fréquences imposées par les conditions expérimentales ( $0.87 \pm 0.09$  Hz) sont moindres que celles de la littérature (A. H. P. Morice et al. 2007 ; I. A. Siegler et al. 2010), car les accélérations étaient limitées par les dynamiques du robot.

De plus, contrairement à ce qui a été observé par A. H. P. Morice et al. (2007), les participants avaient en moyenne des accélérations légèrement négatives de la raquette simulée lors de l'impact avec la balle ( $-0.28 \pm 1.33$  m s<sup>-2</sup>), pour les deux expériences proposées.

#### 4.3.1.a Les perturbations sont-elles nuisibles à la tâche ?

Les effets des perturbations sur les performances des cycles les entourant ont été exposées en section 4.2.1.a. Aucune différence significative n'a été observée sur les moyennes des erreurs de rebond  $\bar{\epsilon}_r$  des cycles éloignés temporellement de plus d'une seconde (équivalent à un cycle) d'une perturbation. Seuls les cycles directement consécutifs à une perturbation étaient plus élevés en moyenne de 2 cm que les autres cycles (figure 4.3), ce qui indique que les participants visaient légèrement plus haut, possiblement pour compenser les effets de la perturbation, ou suite à des actions réflexes raidissant le bras.

Les écarts types des erreurs de rebond  $\sigma(\epsilon_r)$  des cycles étudiés n'ont pas révélé de différences significatives, avec une distribution moyenne de  $\sigma(\epsilon_r)$  autour de 25 cm. Ainsi, les écarts types observés font ainsi relativiser l'écart significatif de moyenne de  $\bar{\epsilon}_r$  des cycles suivants une perturbation, qui est plus de 10 fois inférieur à la valeur observée des écarts types. Ces éléments permettent ainsi d'affirmer que la méthodologie de perturbation proposée se rapproche très fortement de son objectif de transparence totale. Une étude plus complète sur la perception des participants permettrait de mieux comprendre l'impact des perturbations sur le ressenti des participants.

Avec les éléments disponibles on peut toutefois affirmer que les perturbations introduites n'empêchent non seulement pas de réaliser la tâche, mais qu'elles n'entraînent qu'une dégradation très mineure de la précision, sans troubler la répétabilité du mouvement.

#### 4.3.1.b Les changements de l'amplitude de rebond ont-ils un effet sur les performances ?

En accord avec des résultats précédents (I. A. Siegler et al. 2010), on observe que les participants jonglent en moyenne au dessus de la cible ( $5 \pm 7$  cm). L'erreur moyenne de rebond de l'ensemble des participants est par contre plus de deux fois supérieure à celle constatée par I. A. Siegler et al. (2010), ce qui peut être expliqué par le diamètre supérieur de la balle



simulée, 10 cm ici, contre 4 cm dans leurs travaux, ainsi que d'autres conditions expérimentales plus contraignantes dont on peut citer la manipulation d'un robot, et les positions verticales de référence deux à quatre fois plus élevées.

En effet, comme le montrent les résultats de la section 4.2.1.b, la précision des participants n'est pas modifiée significativement par l'augmentation de l'amplitude de rebond  $z_a$ , par contre leur répétabilité l'est. Toutefois ces résultats absolus peuvent être relativisés par rapport à l'amplitude de rebond moyenne. Dans ce cas, c'est le phénomène inverse qui est observé, l'écart type  $\sigma(\epsilon_r)$  divisé par l'amplitude de rebond moyenne des participants diminue avec l'incrément de  $z_a$ .

Dans tous les cas, l'effet observé reste relativement faible ( $\eta^2 = 0.173$ ). Ainsi, pour le cas absolu, l'augmentation de l'amplitude de rebond moyenne pour les deux positions cibles de l'expérience 2, de 1.176 m à 1.670 m, qui représente une augmentation de 42.1 %, entraîne un accroissement des écarts types de 25.3 %. Dit autrement, la pente de la droite reliant les deux points extrêmes de la figure 4.5 est de 0.11, ce qui confirme bien que l'effet est faible.

Cet effet semble inférieur à d'autres facteurs étudiés avec les données de l'expérience 1, comme les performances individuelles ( $\eta^2 = 0.37$ ), ou l'apprentissage au fur et à mesure des essais ( $\eta^2 = 0.076$ , observé principalement chez les novices). Comme l'a révélé l'ANOVA mixte conduite en section 4.2.1.c sur  $\sigma(\epsilon_r)$ , qu'on peut observer en figure 4.7, la différence moyenne de  $\sigma(\epsilon_r)$  du premier essai  $n_1$  entre les utilisateurs novices  $e_1$  et avancés  $e_3$  atteint la dizaine de centimètres.

Par ailleurs, l'interaction  $e_i \times n_i$  mise en évidence par cette même ANOVA, indique justement que ce sont les utilisateurs novices qui marquent la progression la plus significative et la plus importante entre les essais  $n_1$  et  $n_3$  (6 cm), là où les utilisateurs les plus avancés ne démontrent aucun effet significatif assimilable à de l'apprentissage. Ainsi, lors du dernier essai de l'expérience 1, plus aucune différence significative n'est observée entre les paires formées par trois groupes de performance ( $p_{bonf} = 1$ ). La répétabilité des participants tend donc à se rapprocher pour ne plus être significativement différentiable après plus de 11 min de pratique.

## 4.3.2 Comportement en impédance cartésienne

Les observations faites sur 31 participants indiquent des effets significatifs des phases sur toutes les propriétés d'impédance apparente observées, et des performances seulement pour l'amortissement.

### 4.3.2.a Comparaison des résultats

Les paramètres en impédance estimés sur plusieurs répétitions en utilisant la médiane varient entre  $45 \text{ N m}^{-1}$  et  $445 \text{ N m}^{-1}$  pour la raideur,  $2.2 \text{ N s m}^{-1}$  et  $17.5 \text{ N s m}^{-1}$  pour l'amortissement, et  $0.23 \text{ kg}$  et  $0.89 \text{ kg}$  pour la masse (voir annexes L et M). La plage de valeur de raideur est donc très proche de celle observée par T. Tsuji et al. (1995), mais plus avec une borne supérieure plus importante que celles de l'expérience similaires décrites par T. Tsuji et Y. Tanaka (2008), et des valeurs en moyenne plus faibles que ce qui a été estimé par M. S. Erden et A. Billard (2015b). En combinant les plages des paramètres estimés par ces deux derniers auteurs, toutes les identifications de raideur se retrouvent dans un intervalle déjà étudié.

Si on s'arrête sur la phase  $\varphi_1$ , juste après l'impact (en moyenne  $0.3 \pm 0.1$  s après), un peu plus de 87 % des participants ont une raideur médiane identifiée qui se situe dans la plage des raideurs estimées par T. Tsuji et Y. Tanaka (2008), ce ratio chute à 68 % pour  $\varphi_2$  et à 55 % pour  $\varphi_3$ . On pourra toutefois noter que leur expérience ne comprenait que 4 participants, ce qui réduit la variabilité des paramètres identifiés, et pourrait expliquer la plus large plage observée dans l'étude conduite ici.

Au contraire, les travaux de M. S. Erden et A. Billard (2015b) ont été réalisés avec un échantillon de 24 personnes réparties en deux groupes en fonction de leur expertise dans la tâche de soudure. Or seuls 6 participants, c'est à dire à peine 20 %, ont obtenu une raideur dans une plage similaire lors d'une des trois phases. Cette différence pourrait s'expliquer par les différentes tâches étudiées. En réalité, la tâche de soudure repose bien plus sur la précision du mouvement, avec des vitesses plutôt lentes, là où la jonglerie repose sur la synchronisation avec la balle, avec des vitesses plus importantes. Comme expliqué en section 1.2.2.a, les co-contractions augmentent lorsqu'un humain cherche à améliorer sa précision, ce qui pourrait expliquer à la fois les raideurs et amortissements apparents plus faibles dans le cadre d'un mouvement rythmique.

On peut par ailleurs remarquer, d'après les résultats d'M. O. Abe et N. Yamada (2003), que lors de mouvements rythmiques uni-articulaires, la raideur minimale est observée autour de 1 Hz. Les mouvements générés lors de la tâche de jonglerie virtuelle, avec les paramètres expérimentaux proposés, se situent proche de cette fréquence. En mesurant le temps de chute libre moyen de la balle pour les trois positions verticales cibles  $h_1^*$ ,  $h_2^*$  et  $h_3^*$ , des fréquences moyennes respectives de 0.91 Hz, 0.86 Hz et 0.80 Hz sont obtenues, soit des variations de l'ordre de 0.05 Hz autour de 0.85 Hz. On pourra alors noter, qu'M. O. Abe et N. Yamada (2003) n'ont pas observé de différences significatives sur cette gamme de fréquence, comme c'est le cas ici.

En se penchant sur les amortissements apparents, 16 participants obtiennent au moins lors d'une des phases cycliques, des valeurs dans les plages observées par M. S. Erden et A. Billard (2015b), toutefois ces valeurs se placent toutes proches de la borne inférieure, la plus haute estimation étant de  $17.5 \text{ N s m}^{-1}$ . On pourrait donc penser que le comportement amortissant apparent est moins prononcé lors de mouvements rythmiques, toutefois, d'autres sources peuvent expliquer ces distinctions.

Les différences d'estimation peuvent, en effet, trouver leur origine dans la méthode d'identification proposée. Il est important de souligner que pour minimiser les effets des actions volontaires, seuls 150 ms ont été utilisées pour les identifications décrites dans cette étude contre respectivement 250 ms et 450 ms chez M. S. Erden et A. Billard (2015b) et T. Tsuji et Y. Tanaka (2008). Avec ces dernières durées, des comportements volontaires peuvent devenir dominants, comportements qui ont été détectés seulement lorsque des valeurs négatives des paramètres étaient obtenues chez M. S. Erden et A. Billard (2015b).

Un dernier point qu'il est important de souligner confirme une prédiction de l'analyse de sensibilité locale faite en section 3.2.3.a, et d'abord validée en simulation. En effet, si on regarde les intervalles de confiance des médianes des paramètres, qui sont obtenues à partir de la formule (K.1), la variabilité plus importante des estimations de raideur est bien confirmée, comme montré sur le tableau 4.1. L'intervalle de confiance moyen des raideurs apparentes identifiées est ainsi compris entre 35 % et 67 % des valeurs obtenues (*e.g.*  $K_{\varphi_1} : 80/119 = 0.67$ ), contre en moyenne 25 % et 14 % respectivement pour l'amortissement et la masse.

	$\varphi_1$	$\varphi_2$	$\varphi_3$
$m_{95\%}(\hat{K})$ (N m <sup>-1</sup> )	89	52	78
$m_{95\%}(\hat{B})$ (N s m <sup>-1</sup> )	2.8	2.3	2.8
$m_{95\%}(\hat{M})$ (g)	56	32	55

TAB. 4.1 : Intervalles de confiance ( $m_{95\%}$ ) moyens des médianes de chaque paramètre en fonction de la phase cyclique  $\varphi_i$ .

	$\varphi_1$	$\varphi_2$	$\varphi_3$
$\overline{\hat{K}}$ (N m <sup>-1</sup> )	125	160	191
$\overline{\hat{B}}$ (N s m <sup>-1</sup> )	10.0	11.7	9.8
$\overline{\hat{M}}$ (g)	454	382	453

TAB. 4.2 : Moyennes des médianes de chaque paramètre en fonction de la phase cyclique  $\varphi_i$ .

Ainsi, une amélioration de la fiabilité des identifications semble nécessaire pour observer des variations moins importantes sans avoir à recourir à des cohortes plus peuplées, l'étude réalisée ici constituant déjà la cohorte la plus importante à notre connaissance, pour des expériences en estimation d'impédance du membre supérieur. Les variations liées aux performances qui sont quant à elles trop faibles pour que leurs effets<sup>4</sup>, puissent être correctement interprétées, pourraient peut-être ainsi être mieux observées.

#### 4.3.2.b Analyse des variations de phases cycliques

On peut tracer les diagrammes de Bode (voir figure 4.11) du comportement en admittance du bras humain, c'est à dire, le comportement cinématique vis à vis de perturbations en force, pour les trois gammes de paramètres moyens observés en figure 4.10.

Comme on peut s'y attendre, une augmentation de la raideur entraîne une chute du gain statique, dont la valeur est inversement proportionnelle à cette dernière, c'est à dire qu'il faut une force plus importante pour produire un même mouvement avec une perturbation en force. On peut donc supposer que les participants augmentent leur raideur apparente sur la durée d'un cycle pour se préparer à l'impact de la balle et améliorer le rejet de la perturbation prévisible qu'est l'impact, comme observé par T. Tsuji et Y. Tanaka (2008). Ainsi, un échelon unitaire de force produira un déplacement de 0.8 cm pour les paramètres moyens identifiés à la phase  $\varphi_1$ , contre un déplacement de 0.5 cm pour ceux de la phase  $\varphi_3$ . L'augmentation de la raideur pourrait aussi être provoquée par les contractions musculaires nécessaires pour la phase d'accélération contre la gravité. Le modèle de Hill prédit en effet une augmentation de la raideur avec le niveau d'activation des muscles.

Par ailleurs, la pulsation propre  $\omega_n$  d'un système masse-ressort-amortisseur dépend à la fois de la raideur et de la masse, comme rappelé en équation (4.1). Une augmentation de la raideur entraîne donc aussi une hausse de la fréquence des oscillations de la réponse. De plus, si on s'intéresse au temps d'établissement du comportement en rejet de perturbation des systèmes en impédance en boucle fermée, ce sont les paramètres moyens identifiés de la phase  $\varphi_2$  qui ont la réponse la plus rapide, avec 0.34 s, contre 0.43 s pour les phases  $\varphi_1$  et  $\varphi_3$ . Ce qui est moins cohérent avec la préparation d'un impact, qui sera rejeté plus lentement avec les paramètres moyens identifiés pour  $\varphi_3$ .

<sup>4</sup>Des effets des performances et de l'expertise ont été constatés par d'autres auteurs (M. S. Erden et A. Billard 2015b)

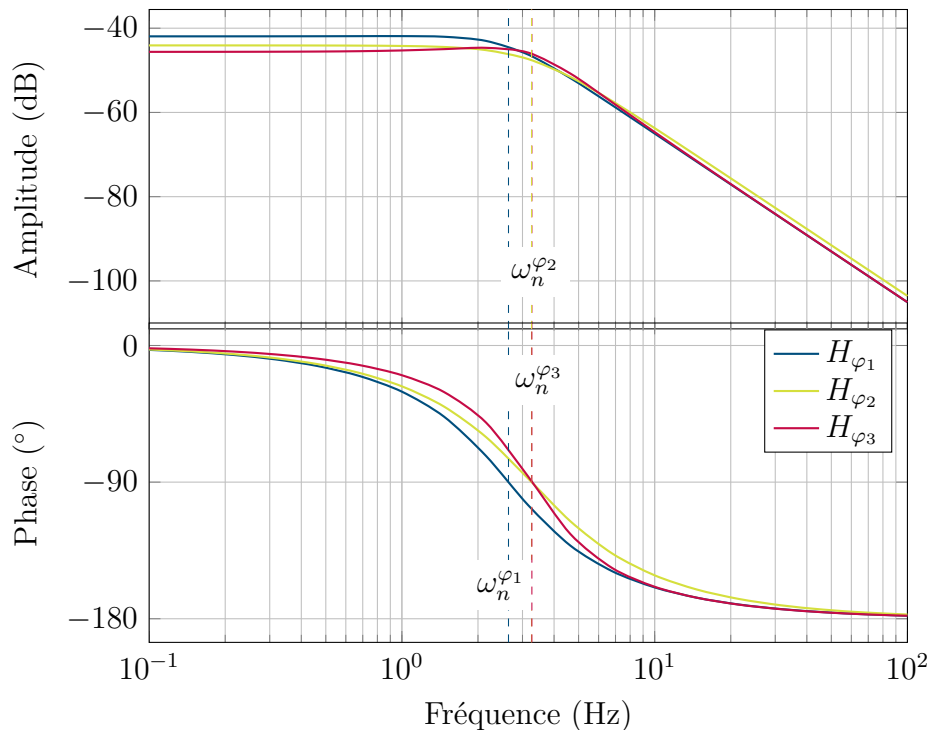


FIG. 4.11 : Diagramme de Bode du comportement en admittance  $H(s) = \frac{1}{K + Bs + Ms^2}$

$$\omega_n = \sqrt{\frac{K}{M}} \quad (4.1)$$

Il est toutefois important de souligner que des différences significatives ont aussi été observées pour le coefficient de détermination  $R^2$  moyen de la phase  $\varphi_1$ , comparativement aux deux autres ( $p_{bonf} < 0.001$ ). La méthode proposée semble donc sensible à la phase, ce qui pourrait avoir une influence sur les identifications. Il est toutefois pertinent de souligner que même avant le tri des données avec le coefficient de détermination, la médiane de cet indicateur se situe autour de 83.2 % pour  $\varphi_1$ , 95.5 % pour  $\varphi_2$  et 91.4 % pour  $\varphi_3$ , ce qui confirme l'adéquation du modèle en impédance proposé.

### 4.3.2.c Conclusion

Il faut rappeler que le modèle très simpliste proposé n'a pas l'ambition d'expliquer une réalité biologique, mais plutôt de reproduire un comportement global, dont l'émergence est le fruit de plusieurs phénomènes, dont on pourra citer la visco-élasticité des muscles, les réflexes etc. En effet, lorsqu'un robot interagit avec un humain, il perçoit le comportement global de ce dernier, et non pas les différentes origines physiologiques qui s'amalgament. De la même manière, lorsqu'un robot essaie d'agir sur un environnement anthropisé en imitant le comportement humain, son principal besoin est de reproduire une allure générale et stable. Il est donc fort de noter qu'un modèle aussi simple du second ordre permette d'obtenir des coefficients de détermination médians supérieurs à 83.2 % (93.5 % après tri) dans le cadre d'une expérience aussi peu maîtrisée.

Les résultats obtenus n'ont permis d'observer de variations d'impédance qui liées aux performances que pour l'amortissement (sans qu'une tendance ne se dégage), contrairement à ce qui a pu être constaté pour d'autres tâches (M. S. Erden et A. Billard 2015b). Ce peu de significativité pourrait indiquer que les variations sont inférieures à la variabilité des estimations, ce qui empêche de tirer des conclusions concernant l'hypothèse 1, et donc sur l'hypothèse 2. Par contre, des variations significatives des paramètres en impédance ont pu être observées en fonction des cycles, ce qui tend à valider l'hypothèse 3, c'est-à-dire que la raideur varie de manière cyclique pendant la tâche rythmique étudiée.

Lors des expériences exécutées pour ces travaux, les participants n'étaient pas contraints dans leurs mouvements, les seules instructions données étaient de n'utiliser qu'une seule main pour l'ensemble des manipulations, et d'essayer de maintenir la même posture durant les expériences. Les rotations de l'épaule et du poignet n'étaient ainsi pas contraintes, comme c'est souvent le cas dans le cadre des expériences d'estimation d'impédance poly-articulaires (F. A. Mussa-Ivaldi et al. 1985 ; H. Gomi et R. Osu 1998). De plus, les participants n'étant pas assis, ils pouvaient utiliser l'ensemble de leur corps pour réaliser la tâche. Bien que les mouvements des membres inférieurs et du bassin n'étaient pas mesurés, ils ont pu être observés dans certains cas.

L'utilisation d'un modèle complet aurait requis de prendre en compte l'ensemble des degrés de liberté ou de contraindre la tâche pour la simplifier. La première solution rend le modèle très complexe, et nécessite l'observation de l'ensemble des articulations, ce qui rend l'identification des paramètres plus difficiles. La seconde solution modifie l'écologie de la tâche, par exemple en entraînant des phénomènes de compensation qui n'auraient pas lieu hors du contexte expérimental. Comme l'ont fait M. S. Erden et A. Billard (2015b) dans le cadre d'une tâche réaliste de soudure, il semble plus écologique que les contraintes d'interaction soient imposées par la tâche elle-même. Bien que la tâche de jonglerie semble proche d'un jeu, les trajectoires cycliques générées peuvent être rapprochées de celles d'autres mouvements rythmiques, comme le poinçonnage ou le martelage dans des contextes industriels ou la compensation de mouvements biologiques dans des environnements médicaux.



# Chapitre 5

## Analyse de stabilité

### Sommaire

---

<b>5.1 Outils de l'étude de stabilité</b>	<b>120</b>
5.1.1 Passivité	120
5.1.2 Approche robuste	121
<b>5.2 Modélisation du robot et de l'interaction humaine</b>	<b>122</b>
5.2.1 Modèle dynamique du robot	122
5.2.1.a Modèle de Lagrange	122
5.2.1.b Intégration du contrôle en admittance	122
5.2.2 Linéarisation du modèle du robot	123
5.2.3 Couplage avec un modèle en impédance	124
<b>5.3 Étude de la stabilité</b>	<b>127</b>
5.3.1 Effets de l'environnement	127
5.3.1.a Effets du filtrage du modèle en impédance	127
5.3.1.b Effets des paramètres du modèle en impédance	128
5.3.2 Effets de la loi de commande en admittance	133
5.3.2.a Reproduction de la cartographie expérimentale	133
5.3.2.b Effets du gain de l'action intégrale	135
5.3.2.c Effets du gain de l'action proportionnelle	136
5.3.3 Conclusions	138

---

Ce chapitre présente une courte revue de la littérature concernant les méthodes d'étude de stabilité des systèmes robotiques lors d'interactions avec des environnements physiques. Une analyse paramétrique de la stabilité est ensuite proposée pour mieux appréhender le compromis entre la stabilité et la transparence du contrôle en admittance cartésienne proposé au chapitre 2.



## 5.1 Outils de l'étude de stabilité

Un système est qualifié de stable au sens de Lyapunov lorsqu'il retourne à ses positions d'équilibre quant il en est éloigné faiblement. On parle plus généralement de la stabilité d'un point d'équilibre, un système pouvant à la fois avoir des points d'équilibres stables et instables, comme c'est le cas pour le pendule par exemple.

La difficulté principale de l'étude de stabilité des robots en interaction avec leur environnement provient notamment des incertitudes sur la modélisation de l'environnement. En effet, comment assurer la stabilité d'une interaction lorsqu'on interagit physiquement avec un objet non modélisé ou un humain ? L'une des premières pistes est d'assurer que le robot ait un comportement passif, condition qui sera par la suite relâchée.

### 5.1.1 Passivité

Un système causal est dit passif, au sens thermodynamique<sup>1</sup>, lorsqu'il ne peut pas restituer plus d'énergie qu'il n'en reçoit, on pourra aussi parler d'un système dissipatif. L'énergie interne emmagasinée dans le système à l'instant  $t$  est notée  $E_s(t)$ . La condition de passivité du mécanisme est alors vérifiée si l'équation (5.1) tient sur l'intervalle de temps  $[t_1, t_2]$ , où  $\mathcal{P} = \mathbf{y}^t \mathbf{u}$  est la puissance instantanée du système qui prend en entrée  $\mathbf{u} \in \mathbb{R}^n$  et produit en sortie  $\mathbf{y} \in \mathbb{R}^n$ .

$$\underbrace{\int_{t_1}^{t_2} \mathcal{P}(\tau) d\tau}_{\text{Energie fournie}} \geq \overbrace{E_s(t_2) - E_s(t_1)}^{\text{Energie emmagasinée}} \geq 0 \quad (5.1)$$

Pour des systèmes linéaires invariants dans le temps, la passivité est une condition suffisante mais non nécessaire à la stabilité au sens de Lyapunov (G. Niemeyer et al. 2008). De plus, comme montré par J. E. Colgate et N. Hogan (1988) lorsque deux systèmes stables avec des ports passifs sont connectés physiquement, alors l'ensemble formé par ces deux systèmes est stable et passif. Or, comme les membres humains peuvent être considérés passifs (X. Lamy 2011 ; N. Hogan 1989), il suffit de montrer que le robot a un comportement passif, pour que le couplage du robot et de l'humain puisse être considéré comme passif et donc stable.

Ainsi, des ses travaux de thèse, J. E. Colgate (1988, Chapitre 2, p. 52, 53) pose les conditions nécessaires et suffisantes (5.2) pour qu'un système linéaire  $Z$  invariant dans le temps avec un seul port soit passif<sup>2</sup>.

$$\left\{ \begin{array}{l} Z(s) \text{ n'a pas de pôles dans le demi-plan droit} \\ \text{Les pôles imaginaires de } X(s), \text{ s'ils existent, sont simples et leurs résidus sont réels positifs.} \\ \forall \omega \in \mathbb{R}^+, \Re(Z(j\omega)) \geq 0 \end{array} \right. \quad (5.2)$$

<sup>1</sup>Dès lors que toutes les interactions d'un système avec son environnement sont prises en compte, tout système est passif; sinon le premier principe de la thermodynamique ne serait pas respecté.

<sup>2</sup>Voir la page 53 de la thèse de J. E. Colgate (1988) pour le cas multi-port.

X. Lamy (2011) explique que la troisième condition est la plus restrictive, et qu'elle peut être vérifiée par une analyse fréquentielle. C'est donc souvent cette dernière qui est utilisée pour valider la passivité. Toutefois, le critère de passivité peut être trop conservatif, et fortement limiter les performances durant les collaborations avec des interactions physiques (S. P. Buerger et N. Hogan 2006 ; V. Duchaine et C. M. Gosselin 2008). La relaxation de ce critère est donc souhaitable, notamment dans les cas où l'on souhaite effectuer des mouvements rapides. C'est dans ce cadre que certains auteurs se sont intéressés à l'approche robuste de l'analyse.

### 5.1.2 Approche robuste

En effet, dans son approche X. Lamy (2011) a travaillé avec la passivité pour assurer la stabilité de l'interaction avec tout type d'environnement, y compris un marbre, dont la raideur peut-être considérée comme infinie. Or, dans le cadre de manipulation collaborative, le robot doit surtout interagir avec les membres supérieurs d'humains, dont les caractéristiques en impédance sont bornées. C'est avec cette idée que S. P. Buerger et N. Hogan (2007) ont introduit le concept de stabilité complémentaire.

La question de stabilité est redéfinie en un problème de robustesse, avec l'objectif de trouver les réglages optimaux d'une loi de commande pour assurer la stabilité dans les limites des dynamiques connues de l'environnement, dans ce cas, le bras humain. Dans leur exemple, le robot agit comme une impédance, et donc l'environnement comme une admittance. L'admittance nominale d'un environnement  $Y_n$ , une déviation  $\Delta_r$  possible, ainsi qu'une pondération  $W$  qui façonne les déviations possibles avec la fréquence, peuvent alors être définies (5.3).

$$Y(s) = Y_n(s) + W(s)\Delta_r(s) \quad (5.3)$$

S. P. Buerger et N. Hogan (2006) donnent alors la définition suivante : un robot avec un port d'impédance  $Z$  satisfait la condition de stabilité complémentaire pour les environnements (5.3) si le modèle de la figure 5.1 est stable quelles que soient les  $\Delta_r$  dont la norme infinie est inférieure ou égale à 1. Pour vérifier cette stabilité à l'intérieur des limites, S. P. Buerger et N. Hogan (2006) appliquent le théorème du petit gain (K. Zhou et al. 1995, Chapitre 9.2).

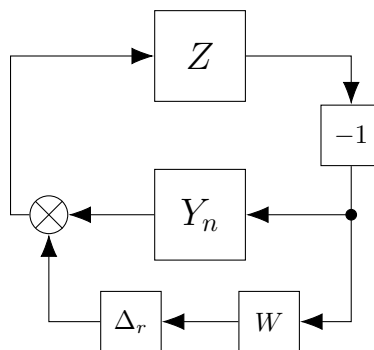


FIG. 5.1 : Schéma bloc d'un robot  $Z$  en interaction avec un environnement incertain (S. P. Buerger et N. Hogan 2006).

Si l'on considère  $M$  une matrice de transfert propre et réelle rationnelle stable ( $\mathbb{RH}_\infty$ ), le théorème du petit gain permet d'affirmer que l'interconnexion montrée en figure 5.2 est stable pour tout  $\Delta \in \mathbb{RH}_\infty$  tel que :

1.  $\|\Delta\|_\infty \leq \frac{1}{\gamma} \iff \|M(s)\|_\infty < \gamma$
2.  $\|\Delta\|_\infty < \frac{1}{\gamma} \iff \|M(s)\|_\infty \leq \gamma$

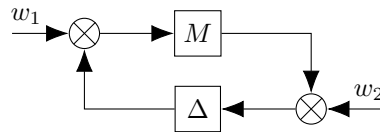


FIG. 5.2 : Théorème du petit gain (K. Zhou et al. 1995).

Le théorème du petit gain permet ainsi d'assurer la stabilité d'une interconnexion en posant des conditions sur la norme infinie de chacune des fonctions de transfert.

## 5.2 Modélisation du robot et de l'interaction humaine

### 5.2.1 Modèle dynamique du robot

#### 5.2.1.a Modèle de Lagrange

Le modèle dynamique général d'un robot en contact avec un environnement physique peut être obtenu à partir des équations de Lagrange, comme explicité par W. Khalil et E. Dombre (2002, Chapitre 9). On obtient alors le modèle (5.4), avec  $\mathbf{A}$  la matrice d'inertie du robot,  $\mathbf{h}$  le vecteur regroupant les phénomènes liés à la position et à la vitesse (*e.g.*, couples centrifuges, de Coriolis, gravitationnels, et frottements), et  $\boldsymbol{\tau}_r$  et  $\boldsymbol{\tau}_e$  les couples articulaires respectivement générés par les actionneurs du robot et par l'environnement extérieur sur le robot.

$$\mathbf{A}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{h}(\dot{\mathbf{q}}, \mathbf{q}) = \boldsymbol{\tau}_r + \boldsymbol{\tau}_e \quad (5.4)$$

En détaillant les termes regroupés par  $\mathbf{h}$ , on peut écrire l'expression (5.5) qui sépare les effets inertiels, comme les couples centrifuges et de Coriolis regroupés dans le terme  $\mathbf{C}(\dot{\mathbf{q}}, \mathbf{q})$ , de ceux liés à la gravité  $\mathbf{g}(\mathbf{q})$ , auxquels s'ajoutent les phénomènes de frottements visqueux, représentés par une matrice diagonale notée  $\mathbf{F}_v$ . On retrouve alors le modèle décrit par N. Hogan (1985b) en équation (2.1), avec les frottements secs  $\mathbf{F}_s$  en plus.

$$\mathbf{A}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{F}_v\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{F}_s \operatorname{sgn}(\dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{g}(\mathbf{q}) = \boldsymbol{\tau}_r + \boldsymbol{\tau}_e \quad (5.5)$$

Les couples articulaires de l'environnement sur le robot peuvent être exprimés en considérant les forces exercées par l'environnement sur le robot  $\mathbf{f}_e$ , en utilisant la relation (2.9), ce qui permet alors d'exprimer le modèle (5.6). La transmission des couples n'étant pas parfaite, on ajoute la matrice diagonale  $\boldsymbol{\nu}$  des coefficients de transmission.

$$\ddot{\mathbf{q}} = \mathbf{A}(\mathbf{q})^{-1} \left( \boldsymbol{\tau}_r + \boldsymbol{\nu} \mathcal{J}(\mathbf{q})^t \mathbf{f}_e - \mathbf{F}_v \dot{\mathbf{q}} - \mathbf{F}_s \operatorname{sgn}(\dot{\mathbf{q}}) - \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} - \mathbf{g}(\mathbf{q}) - \boldsymbol{\tau}_0 \right) \quad (5.6)$$

#### 5.2.1.b Intégration du contrôle en admittance

Les courants moteurs consignés  $\mathbf{i}_d$  sont donnés par le contrôle en vitesses articulaires, dont le réglage est décrit en annexe G. On note  $\mathbf{C}_v \in \operatorname{diag}(\mathbb{C}^{3 \times 3})$  le correcteur proportionnel-intégral de la boucle interne en vitesses. Les dynamiques des boucles de courant sont négligées,

on considère donc que les courants réels  $\mathbf{i}_r$  sont égaux aux consignes  $\mathbf{i}_d$ . Pour obtenir les couples articulaires à partir des courants moteurs, il faut d'une part considérer les constantes de couples  $\mathbf{T}_m$  pour obtenir les couples moteurs, puis d'autre part les rapports de réduction  $\mathbf{R}$  et leur rendement  $\nu_G$ , pour enfin obtenir les couples articulaires  $\boldsymbol{\tau}_r$ . Les rendements n'ont pas pu être identifiés en l'absence de capteurs de couple ou d'une documentation précise des ensembles moto-réducteurs, et ont été considérés unitaires. Afin de simplifier la modélisation du contrôle, les boucles secondaires décrites en sections 2.2.1.c et 2.2.1.d, qui ne devraient pas avoir d'effet sur la transparence du robot le long de l'axe  $\vec{z}$ , ne sont pas considérées pour la suite. On obtient donc la relation (5.7), en notant que le produit matriciel des constantes moteurs et réducteurs a été intégré aux gains  $\mathbf{K}_v$  et  $\mathbf{K}_{vi}$  du correcteur pour ne pas alourdir les équations.

$$\boldsymbol{\tau}_r = \mathbf{R}\mathbf{T}_m\mathbf{i}_r \approx \mathbf{R}\mathbf{T}_m\mathbf{i}_d = \mathbf{K}_v(\dot{\mathbf{q}}_d - \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{K}_{vi} \int (\dot{\mathbf{q}}_d - \dot{\mathbf{q}}) dt \quad (5.7)$$

Les vitesses articulaires de consigne  $\dot{\mathbf{q}}_d$  sont obtenues à partir du passage dans le plan articulaire des consignes cartésiennes du contrôleur en admittance  $\mathbf{C}_z$  détaillé en (5.8).

$$\dot{\mathbf{q}}_d = \hat{\mathcal{J}}(\mathbf{q})^{-1} \begin{pmatrix} 0 & c_z(f_z) & 0 \end{pmatrix}^t = \hat{\mathcal{J}}(\mathbf{q})^{-1} \left( \mathbf{K}_p \mathbf{f}_e + \mathbf{K}_i \int \mathbf{f}_e dt \right) \quad (5.8)$$

Le modèle du robot décrit en (5.5), peut alors être complété en y intégrant les équations de la loi de commande (5.7) et (5.8).

### 5.2.2 Linéarisation du modèle du robot

Pour la linéarisation du modèle dynamique du robot, les couples générés par les frottements statiques ne sont pas pris en compte à cause de leur comportement non linéaire provoqué par la fonction signe. On peut alors écrire le système (5.9) augmenté de deux états  $\mathbf{e}_v$  et  $\mathbf{e}_f$ , qui pourra être linéarisé.

$$\mathbf{f}_s(\boldsymbol{\phi}) = \begin{cases} \dot{\mathbf{q}} = d\mathbf{q}/dt \\ \ddot{\mathbf{q}} = \mathbf{A}(\mathbf{q})^{-1} \left( \mathbf{K}_v \left( \hat{\mathcal{J}}(\mathbf{q})^{-1} (\mathbf{K}_p \mathbf{f}_e + \mathbf{K}_i \mathbf{e}_f) - \dot{\mathbf{q}} \right) + \mathbf{K}_{vi} \mathbf{e}_v + \nu \mathcal{J}(\mathbf{q})^t \mathbf{f}_e - \mathbf{F}_v \dot{\mathbf{q}} - \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \dot{\mathbf{q}} - \mathbf{g}(\mathbf{q}) - \boldsymbol{\tau}_0 \right) \\ \dot{\mathbf{e}}_v = \hat{\mathcal{J}}(\mathbf{q})^{-1} (\mathbf{K}_p \mathbf{f}_e + \mathbf{K}_i \mathbf{e}_f) - \dot{\mathbf{q}} \\ \dot{\mathbf{e}}_f = \mathbf{f}_e \end{cases} \quad (5.9)$$

En considérant le vecteur d'état  $\boldsymbol{\phi} = \left( \mathbf{q} \quad \dot{\mathbf{q}} \quad \mathbf{e}_v \quad \mathbf{e}_f \right)^t \in \mathbb{R}^{12}$  du système, ainsi que son entrée  $\mathbf{f}_e \in \mathbb{R}^3$ , on peut exprimer le système (5.9) sous la forme d'une représentation d'état (5.10) :

$$\begin{cases} \dot{\boldsymbol{\phi}} = \mathbf{A}_s \boldsymbol{\phi} + \mathbf{B}_s \mathbf{f}_e \\ \mathbf{y} = \mathbf{C}_s \boldsymbol{\phi}, \end{cases} \quad (5.10)$$

avec les matrices d'état  $\mathbf{A}_s \in \mathbb{R}^{12 \times 12}$  et de commande  $\mathbf{B}_s \in \mathbb{R}^{12 \times 3}$  respectivement obtenues à partir des dérivations partielles du système (5.9) par le vecteur d'état  $\boldsymbol{\phi}$  et le signal d'entrée  $\mathbf{f}_e$ , en prenant les vecteurs d'équilibre  $\boldsymbol{\phi}_0 = \left( \mathbf{q}_0 \quad 0 \quad \dots \quad 0 \right)^t$  et  $\mathbf{f}_{e_0} = \mathbf{0}$ . La matrice d'observation

$\mathbf{C}_s \in \mathbb{R}^{3 \times 12}$  est définie pour obtenir les vitesses cartésiennes  $\mathbf{y} = \dot{\mathbf{x}}$  en sortie, et la matrice d'action directe est nulle.

$$\mathbf{A}_s = \left. \frac{\partial \mathbf{f}_s}{\partial (\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \mathbf{e}_v, \mathbf{e}_f)} \right|_{\phi_0} \quad (5.11) \quad \mathbf{B}_s = \left. \frac{\partial \mathbf{f}_s}{\partial \mathbf{f}_e} \right|_{\mathbf{f}_{e0}} \quad (5.12)$$

$$\mathbf{C}_s = \begin{pmatrix} \mathbf{0}_{3 \times 3} & \mathcal{J}(\mathbf{q}_0) & \mathbf{0}_{3 \times 3} & \mathbf{0}_{3 \times 3} \end{pmatrix} \quad (5.13)$$

La représentation généralisée (5.10) à plusieurs entrées et sorties peut être réduite pour ne considérer que les forces et mouvements en  $\bar{z}$  (à savoir les deuxièmes composantes de  $\mathbf{f}_e$  et  $\mathbf{y}$ ). Le diagramme de Bode de ce système SISO est donné en figure 5.3. On peut y voir que le comportement du robot pour une entrée en force et une sortie en position suit celui d'un double intégrateur pur en basse fréquence, jusqu'à environ  $1 \text{ rad s}^{-1}$ , c'est à dire  $0.16 \text{ Hz}$ . On retrouve donc l'idée que le robot peut être associé à une masse inertielle pure en basse fréquence (X. Lamy 2011).

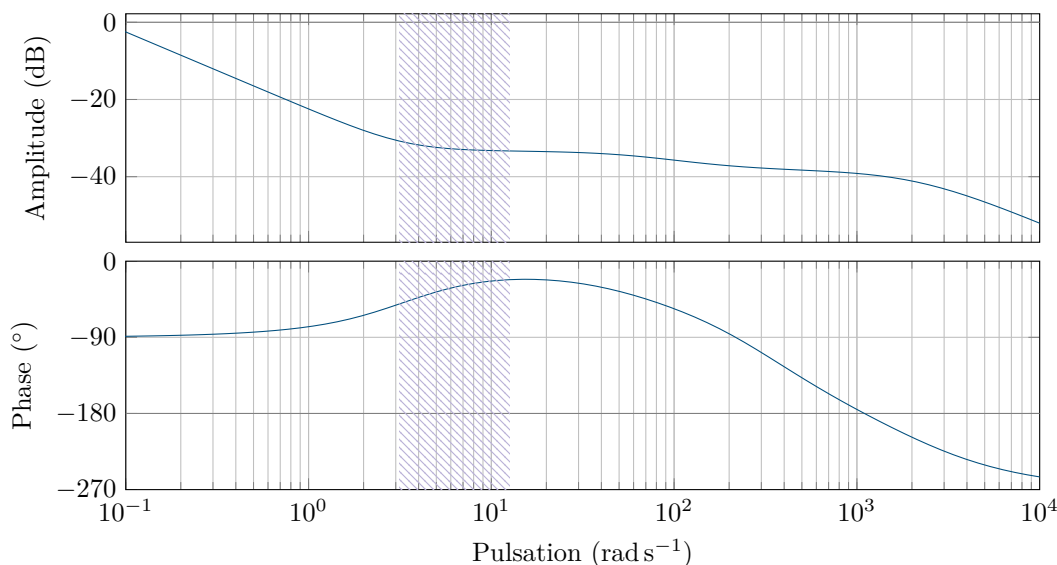


FIG. 5.3 : Modèle linéarisé autour de  $\phi_0$  du robot contrôlé en admittance cartésienne, pour une entrée en force  $f_z$  et une sortie en vitesse  $\dot{z}$ . Les fréquences typiques de la tâche de jonglerie, entre  $0.5 \text{ Hz}$  et  $2 \text{ Hz}$  sont signifiées par la zone hachurée.

Il reste maintenant à étudier le comportement du robot en boucle fermée, lorsqu'il est en contact physique avec un environnement.

### 5.2.3 Couplage avec un modèle en impédance

L'environnement physique en contact avec le robot peut être considéré comme un modèle viscoélastique du second ordre, couplé avec le robot. Ainsi, les mouvements  $\dot{\mathbf{x}}(2) = \dot{z}$  du robot en contact physique avec l'environnement  $\mu_z$  entraînent des forces d'interaction  $f_{\mu_z}$ . Si l'on sépare le contrôle en admittance  $C_z$  du modèle du robot, on peut représenter cette interaction comme indiqué sur la figure 5.5, où le modèle dynamique du robot  $\Sigma$  est séparé en fonction des deux entrées  $\dot{z}_d$  et  $f_z$  pour le cas unidimensionnel, et  $\dot{\mathbf{x}}_d$  et  $\mathbf{f}_e$  dans le cas

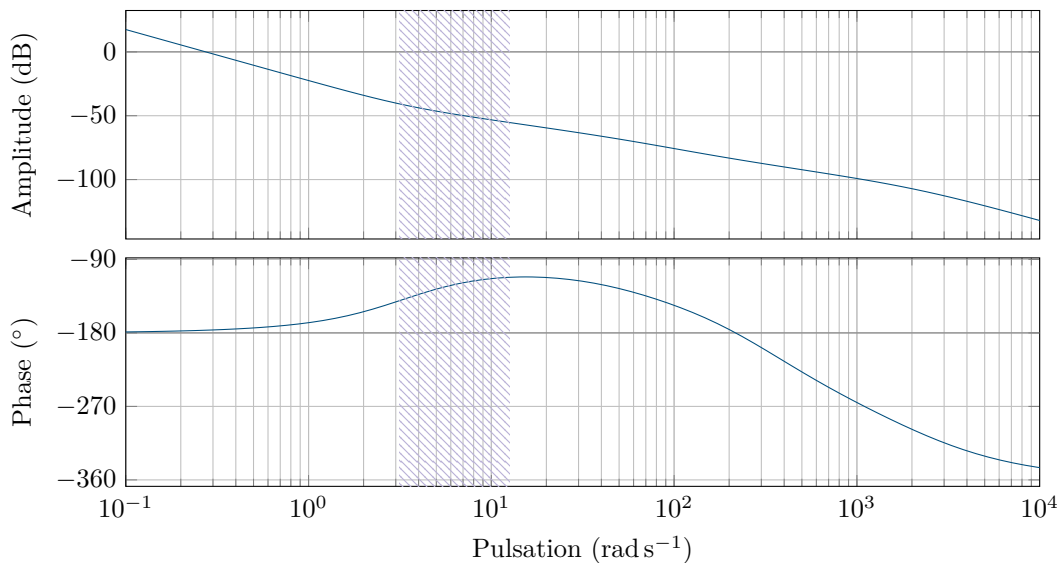


FIG. 5.4 : Modèle linéarisé du robot contrôlé en admittance cartésienne, pour une entrée en force  $f_z$  et une sortie en position  $z$ .

multidimensionnel. La consigne du contrôle en admittance est notée  $\mathbf{f}_e^*$ , elle peut notamment servir à imposer des guides virtuels (voir section E.2). De plus dans le cadre d'une interaction avec un humain en mouvement, la force  $\mathbf{f}_{in}$  représente la force nécessaire à la génération de la trajectoire souhaitée.

L'environnement représente ici le comportement en rejet de perturbation du bras humain qui a été modélisé par une impédance du second ordre pour les études conduites dans le chapitre 4. Lorsque les variables cinématiques sont utilisées comme entrée du modèle, comme c'est le cas lorsque le robot est contrôlé en admittance (voir figure 1.7), le modèle doit être filtré pour maintenir une fonction de transfert propre et ne pas avoir une action dérivée infinie en haute fréquence. En effet, la réponse biomécanique du bras humain a une bande passante limitée comme tout système physique. Pour représenter ce phénomène, le modèle en impédance est filtré par un second ordre, avec la constante de temps double  $\tau_m$ .

$$\mu_z(s) = \frac{F_z(s)}{V_z(s)} = \frac{K_z + B_z s + M_z s^2}{s(1 + \tau_m s)^2} \quad (5.14)$$

En première approximation,  $\tau_m$  a été choisie pour que la fréquence de coupure se situe à une décade de la moyenne de la tâche de jonglerie, autour de 10 Hz, ce qui est plutôt cohérent avec les ordres de grandeur observés dans la littérature pour le bras humain (J. Zawadzki et A. Siemieński 2010 ; S. Adewusi et al. 2014). Ce choix conduit la constante de temps  $\tau_m$  à une valeur de 16 ms.

De manière similaire à ce qui a été fait pour décrire la dynamique complète du robot avec son contrôle en admittance, on peut facilement définir le comportement du robot seul, séparé de la loi de commande cartésienne en admittance, avec le système (5.15), pour ensuite en déduire une représentation d'état avec le vecteur d'état  $\phi_\Sigma = (\mathbf{q} \quad \dot{\mathbf{q}} \quad \mathbf{e}_v)^t \in \mathbb{R}^9$ .

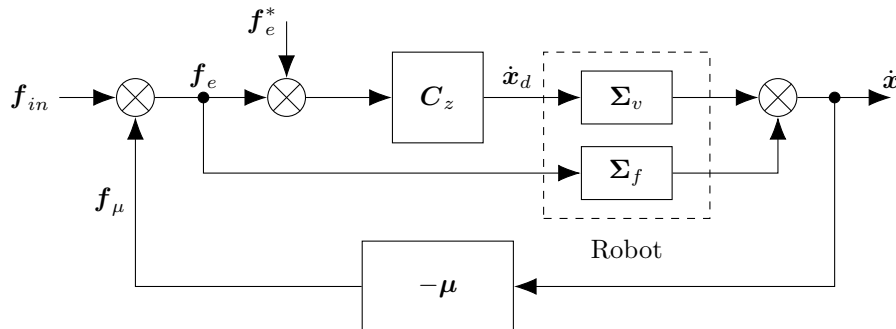


FIG. 5.5 : Schéma bloc du couplage du robot contrôlé en admittance avec un environnement  $\mu$ , représentant l'impédance mécanique du bras humain, dans le cas multidimensionnel.

$$\mathbf{f}_\Sigma(\phi_\Sigma) = \begin{cases} \dot{\mathbf{q}} = d\mathbf{q}/dt \\ \ddot{\mathbf{q}} = \mathbf{A}(\mathbf{q})^{-1} \left( \mathbf{K}_v (\hat{\mathcal{J}}(\mathbf{q})^{-1} \dot{\mathbf{x}}_d - \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{K}_{vi} \mathbf{e}_v + \nu \mathcal{J}(\mathbf{q})^t \mathbf{f}_e - \mathbf{F}_v \dot{\mathbf{q}} - \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \dot{\mathbf{q}} - \mathbf{g}(\mathbf{q}) - \boldsymbol{\tau}_0 \right) \\ \dot{\mathbf{e}}_v = \hat{\mathcal{J}}(\mathbf{q})^{-1} \dot{\mathbf{x}}_d - \dot{\mathbf{q}} \end{cases} \quad (5.15)$$

La représentation d'état de  $\Sigma_f$  peut facilement être écrite en (5.16). Pour n'injecter qu'une entrée  $f_z$ , et non l'ensemble du vecteur de forces d'interaction, il suffit d'extraire la deuxième colonne de matrice de commande - *idem* pour  $\dot{\mathbf{x}}_d$ . L'état augmenté  $\mathbf{e}_v$  n'a pas été indiqué en (5.16), car il n'intervient pas dans cette partie du système, il faut toutefois le prendre en compte pour la représentation d'état de  $\Sigma_v$ , comme on peut le voir sur le système (5.17). L'état d'équilibre est défini comme  $\phi_{\Sigma_0} = (\mathbf{q}_0 \ 0 \ \dots \ 0)$ , et les signaux de commande à l'équilibre sont nuls.

$$\begin{pmatrix} \dot{\mathbf{q}} \\ \ddot{\mathbf{q}} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{0}_{3 \times 3} & \mathbf{I}_{3 \times 3} \\ \frac{\partial \mathbf{A}(\mathbf{q})^{-1} \nu \mathcal{J}(\mathbf{q})^t}{\partial \mathbf{q}} \Big|_{\phi_{\Sigma_0}} & \mathbf{0}_{3 \times 3} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mathbf{q} \\ \dot{\mathbf{q}} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \mathbf{0}_{3 \times 3} \\ \mathbf{A}(\mathbf{q}_0)^{-1} \nu \mathcal{J}(\mathbf{q}_0)^t \end{pmatrix} \mathbf{f}_e \quad (5.16)$$

$$\begin{pmatrix} \dot{\mathbf{q}} \\ \ddot{\mathbf{q}} \\ \dot{\mathbf{e}}_v \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{0}_{3 \times 3} & \mathbf{I}_{3 \times 3} & \mathbf{0}_{3 \times 3} \\ -\frac{\partial \mathbf{A}(\mathbf{q})^{-1} \mathbf{g}(\mathbf{q})}{\partial \mathbf{q}} \Big|_{\phi_{\Sigma_0}} & -\mathbf{A}(\mathbf{q}_0)^{-1} (\mathbf{K}_v + \mathbf{F}_v) & \mathbf{A}(\mathbf{q}_0)^{-1} \mathbf{K}_{vi} \\ \mathbf{0}_{3 \times 3} & -\mathbf{I}_{3 \times 3} & \mathbf{0}_{3 \times 3} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mathbf{q} \\ \dot{\mathbf{q}} \\ \mathbf{e}_v \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \mathbf{0}_{3 \times 3} \\ \mathbf{A}(\mathbf{q}_0)^{-1} \mathbf{K}_v \hat{\mathcal{J}}(\mathbf{q}_0)^{-1} \\ \hat{\mathcal{J}}(\mathbf{q}_0)^{-1} \end{pmatrix} \dot{\mathbf{x}}_d \quad (5.17)$$

Il est important de souligner que puisque les boucles secondaires sont négligées, le signal de commande en vitesse cartésienne  $\dot{\mathbf{x}}_d$  a ses composantes en  $\vec{x}$  et  $\vec{\theta}$  nulles, puisque la loi de commande en admittance décrite en section 2.2.1.b n'est réalisée que le long de l'axe  $\vec{z}$ . Pour les mêmes raisons, la consigne ou référence en force peut s'exprimer ainsi  $\mathbf{f}_e^* = (0 \ f_{z0} \ 0)^t$ . Il faut aussi se rappeler que lorsqu'on souhaite un contrôle en admittance n'opposant aucune force statique, alors  $f_{z0}$  est nul.

Paramètres	$K$ (N m <sup>-1</sup> )	$B$ (N s m <sup>-1</sup> )	$M$ (kg)
Valeurs moyennes identifiées	363	9.9	0.567

TAB. 5.1 : Paramètres utilisés pour le modèle en impédance

Ainsi on peut écrire la boucle fermée  $\mathbf{H}_{BF}$  de l'interaction du robot et d'un environnement actif (trajectoire en force  $\mathbf{f}_{in}$ ) montrée en figure 5.5, où  $\mathbf{v}_e(s) = \mathcal{L}(\dot{\mathbf{x}})$  et avec une consigne  $f_e^0$  nulle pour la commande en admittance.

$$\mathbf{H}_{BF}(s) = \frac{\mathbf{v}_e(s)}{\mathbf{f}_{in}(s)} = \left( \boldsymbol{\Sigma}_f(s) + \boldsymbol{\Sigma}_v(s)\mathbf{C}_z(s) \right) \left( \mathbf{I} + \boldsymbol{\mu}(s)(\boldsymbol{\Sigma}_f(s) + \boldsymbol{\Sigma}_v(s)\mathbf{C}_z(s)) \right)^{-1} \quad (5.18)$$

Cette représentation permet d'étudier la stabilité du robot en fonction du choix des lois de commande et des environnements.

## 5.3 Étude de la stabilité

Au vu de la modélisation de l'interaction entre le robot contrôlé en admittance cartésienne et un environnement qui est considéré comme l'impédance mécanique d'un humain, plusieurs facteurs peuvent avoir une incidence sur la stabilité du couplage montré en figure 5.5. Dans un premier temps, on s'intéressera à l'influence de l'environnement puis aux gains de la loi de commande en admittance.

### 5.3.1 Effets de l'environnement

Comme expliqué en section 5.2.3, il n'est pas réaliste de considérer le modèle en impédance sans le filtrer. Le choix des constantes de temps a été défini pour minimiser l'incidence sur les fréquences typiques de la tâche de jonglerie, tout en restant cohérent par rapport aux résultats donnés dans la littérature. Toutefois, on se propose de questionner le choix fait en observant l'incidence de ce filtrage sur la stabilité pour dans un second temps observer celle des paramètres du modèle en impédance.

#### 5.3.1.a Effets du filtrage du modèle en impédance

On peut étudier l'influence de l'environnement sur la stabilité de l'interaction pour des valeurs typiques des paramètres d'impédance identifiés au cours des expériences. Les estimations effectuées sur le sujet 851 pour la phase  $\varphi_3$  sont utilisées pour cette analyse et sont rappelées dans le tableau 5.1. Le choix s'est porté sur ces données pour la raideur  $K$  élevée ainsi que le faible amortissement  $B$  qui ont été identifiés avec un coefficient de détermination médian de 96 %.

La figure 5.6a montre le diagramme de Bode de l'environnement seul, avant et après le filtrage avec une fréquence de brisure  $f_c$  de 10 Hz. Bien que stable, le modèle en impédance filtré n'est pas passif, comme le révèle le plan de Nyquist en figure 5.6b, où l'on peut voir que l'ensemble des fréquences n'est pas contenu sur les réels positifs.



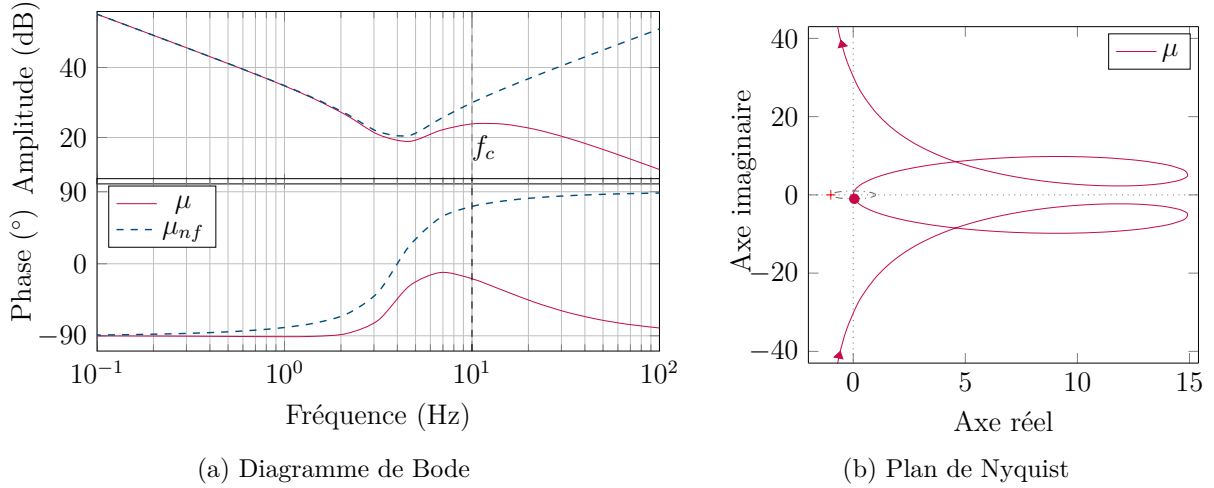


FIG. 5.6 : Comportement en impédance (vitesse/force), avec ou sans filtrage  $\mu_{nf}(s) = K/s + B + Ms$

Pour étudier l'influence de la constante de temps  $\tau_m$  sur la stabilité de l'interaction, on peut étudier son influence sur les marges de stabilité obtenues à partir de l'étude de la boucle ouverte  $\mathbf{H}_{BO}$ .

$$\mathbf{H}_{BO}(s) = \frac{\mathbf{f}_\mu(s)}{\mathbf{f}_e(s)} = \boldsymbol{\mu}(s) (\boldsymbol{\Sigma}_f(s) + \boldsymbol{\Sigma}_v(s)\mathbf{C}_z(s)) \quad (5.19)$$

Une manière très visuelle d'observer les marges de stabilité est de tracer le diagramme de Black-Nichols dévoilé en figure 5.7. On peut y voir la réduction de la marge de gain avec l'augmentation de la fréquence de brisure du filtre, jusqu'à atteindre le point critique à 54.66 Hz. Le comportement de la marge de phase semble plus complexe, puisqu'il augmente d'abord avec la fréquence de brisure, jusqu'à atteindre un maximum de  $72^\circ$  pour une fréquence de 43.1 Hz, et ensuite décroît rapidement.

Il est donc intéressant de noter que des fréquences de coupure trop faibles du filtre peuvent aussi induire des instabilités. Ainsi, la plage de fréquence de brisure sur laquelle l'interaction est stable se définit sur l'intervalle 1.38 Hz à 54.66 Hz. Il reste maintenant à vérifier qu'avec une fréquence de coupure  $f_c$  définie à 10 Hz, toutes les gammes de paramètres identifiés sont bien stables, conformément aux observations expérimentales.

### 5.3.1.b Effets des paramètres du modèle en impédance

Comme rappelé par C. Ott et al. (2010), contrairement au contrôle en impédance, un robot piloté avec une loi de commande en admittance voit ses performances en terme de stabilité se dégrader avec l'augmentation de la raideur de l'environnement avec lequel il interagit. La stabilité de l'interaction ayant été validée avec la raideur la plus élevée des identifications, l'ensemble des caractéristiques observées devraient être stables, ce qui a pu être vérifié avec une cartographie. Toutefois, le critère de stabilité ne donne pas d'information concernant la sensation de l'interaction.

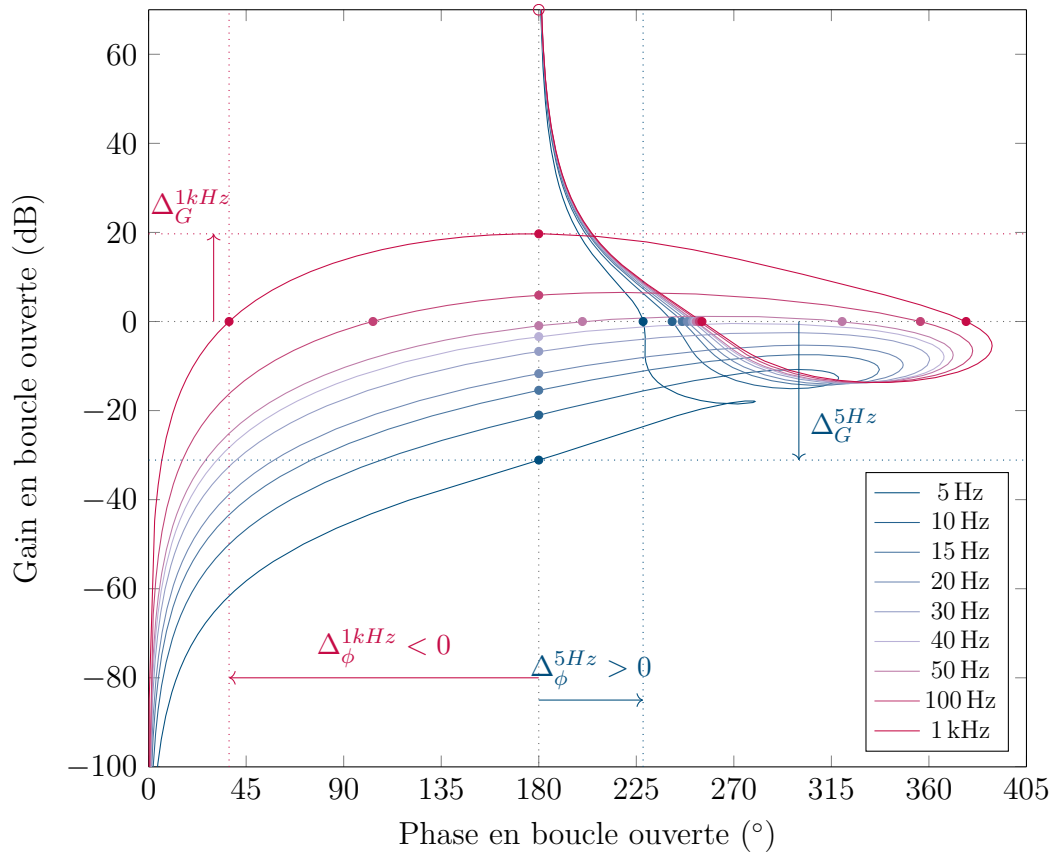


FIG. 5.7 : Diagramme de Black-Nichols de la fonction de transfert du système en boucle ouverte  $H_{BO}$ , pour des fréquences de brisure du filtrage variant entre 5 Hz et 1000 Hz. Les marges de gain et de phase sont notées à titre indicatif pour les filtres de fréquences de brisure de 5 Hz et 1000 Hz.

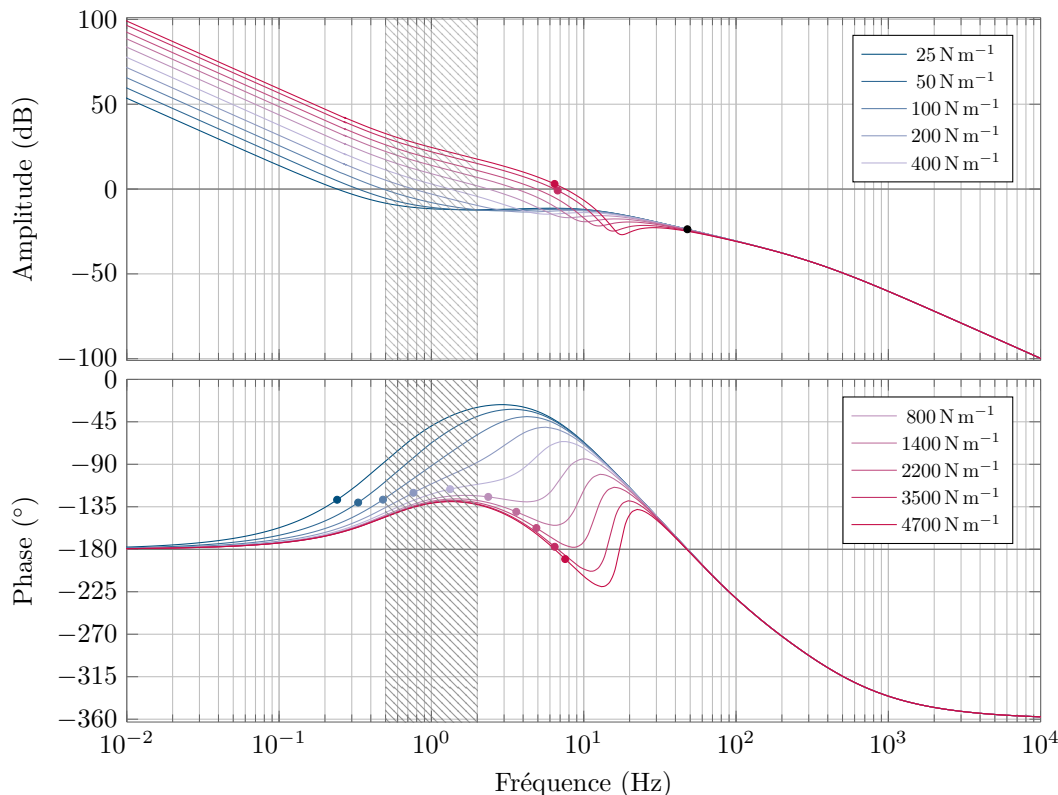


FIG. 5.8 : Diagramme de Bode de la fonction de transfert en boucle ouverte  $H_{BO}$ (5.19) sur l'axe  $z$  en fonction de la raideur apparente de l'environnement  $\mu$ . La zone grisée signifie les fréquences observées pour la réalisation de la tâche de jonglerie.

Ainsi, si le comportement est stable mais demande des efforts très importants pour réaliser des déplacements, le critère de transparence du robot est faible et risque de compromettre la réalisation de la tâche. Inversement, si le système a un comportement oscillant bien que stable, il peut se révéler désagréable et peu intuitif pour l'utilisateur. C'est le compromis stabilité-transparence décrit en section 2.2.2.a, qui a été traité expérimentalement dans cette même section.

Dans un premier temps, on peut s'intéresser au diagramme de Bode du système en boucle ouverte (figure 5.8) pour analyser la stabilité du système lors de variation de la raideur de l'environnement. On y confirme bien que l'augmentation de la raideur réduit les marges de stabilité. Une tendance monotone décroissante de la marge de module est par ailleurs observée en figure 5.10a, après un maximum local de  $\Delta_M = 0.92$  atteint sur un plateau allant de  $121 \text{ N m}^{-1}$  à  $484 \text{ N m}^{-1}$  (ce qui correspond respectivement à 32 %, 74 % et 94 % des raideurs estimées pour les 3 phases cycliques étudiées), et une instabilité constatée après  $3.7 \text{ kN m}^{-1}$ . On peut aussi noter, qu'une marge de module inférieure à 0.5 est constatée après  $1.6 \text{ kN m}^{-1}$ .

Dans un second temps, le diagramme de Bode du système en boucle fermée pour une sortie en position (figure 5.9) permet d'étudier la transparence. En effet, pour les gammes de fréquence de la tâche autour de 1 Hz, on peut voir que l'augmentation de la raideur se traduit par deux phénomènes qui sont antagonistes pour qualifier la transparence. On voit effectivement que l'amplitude du mouvement sera amenée à diminuer avec la raideur, ce qui

$K$ ( $\text{N m}^{-1}$ )	$g_a _{\omega=2\pi}$ (dB)	$f_{in}$ (N)
25	-19	13
50	-18.5	12
100	-18	11
200	-17	10
400	-18.5	12
800	-24	23
1400	-30	46
2200	-34	72
3500	-38	114
4700	-41	162

TAB. 5.2 : Force minimale nécessaire pour atteindre  $\dot{z}_p(t_k) = 1.44$ , en fonction de la raideur du comportement en impédance  $\mu$ , et de l'atténuation de  $\mathbf{H}_{BF}$ ,  $g_a$  à 1 Hz

est directement provoqué par la réduction du gain de la boucle ouverte, qui est inversement proportionnel à la raideur. Il faut donc une force plus importante pour générer un même mouvement avec une raideur plus élevée. Si l'on se penche sur les performances nécessaires à la réalisation de la tâche de jonglerie, en utilisant la vitesse de la raquette virtuelle à l'instant de l'impact avec la balle  $\dot{z}_p(t_k)$  comme indicateur, on constate que la moyenne de  $\dot{z}_p(t_k)$  est de  $1.44 \pm 0.68 \text{ m s}^{-1}$  (trois écarts types). Pour atteindre cette vitesse, on peut alors regarder la force  $f_{in}$  nécessaire au mouvement. Le tableau 5.2 montre ainsi que pour une raideur de  $1.4 \text{ kN m}^{-1}$ , la force nécessaire atteint 46 N, ce qui équivaut presque à une masse de 5 kg, contre seulement 1 kg pour les raideurs comprises entre  $25 \text{ N m}^{-1}$  et  $500 \text{ N m}^{-1}$ . Pour une meilleure transparence, cette force doit évidemment être minimale.

Toutefois, en parallèle de ce phénomène, le déphasage du signal diminue avec la raideur, ce qui indique un temps de réponse plus court, et donc une meilleur réactivité du contrôle avec l'accentuation de la raideur. Le déphasage passe ainsi de  $110^\circ$  pour  $25 \text{ N m}^{-1}$ , à  $44^\circ$  et  $2^\circ$  respectivement pour  $400 \text{ N m}^{-1}$  et  $1400 \text{ N m}^{-1}$ . Il est important de noter que lors de tâches cycliques, il est plus pertinent de s'intéresser au retard relativement à la fréquence de la tâche, plutôt qu'à un retard absolu (U. Langenberg et al. 1998). Ainsi, pour la tâche de jonglerie, A. H. P. Morice et al. (2007) ont montré qu'après des phases d'apprentissage, les participants étaient capables de s'adapter à des déphasages importants compris entre  $45^\circ$  et  $180^\circ$ . La durée d'apprentissage nécessaire pourrait être proportionnelle à la latence engendrée par le délai (A. J. M. Foulkes et R. C. Miall 2000). Même si ce phénomène n'a pas été retrouvé par A. H. P. Morice et al. (2007), on pourrait considérer le déphasage comme une source de dégradation de la transparence.

Pour résumer, les deux comportements antagonistes du gain et de la phase autour de 1 Hz en fonction des variations de raideur sont en fait le résultat du décalage d'un comportement intégrateur vers un gain pur, l'augmentation de la raideur allongeant le comportement en gain pur vers les plus hautes fréquences en abaissant son amplitude. Il reste donc complexe de conclure sur le meilleur jeu de paramètres d'environnement pour assurer une transparence souhaitable (vis-à-vis du ressenti des utilisateurs), à cause de l'antagonisme détaillé de la phase et du gain. Le rôle du correcteur serait alors d'assurer un gain important et de minimiser le déphasage.

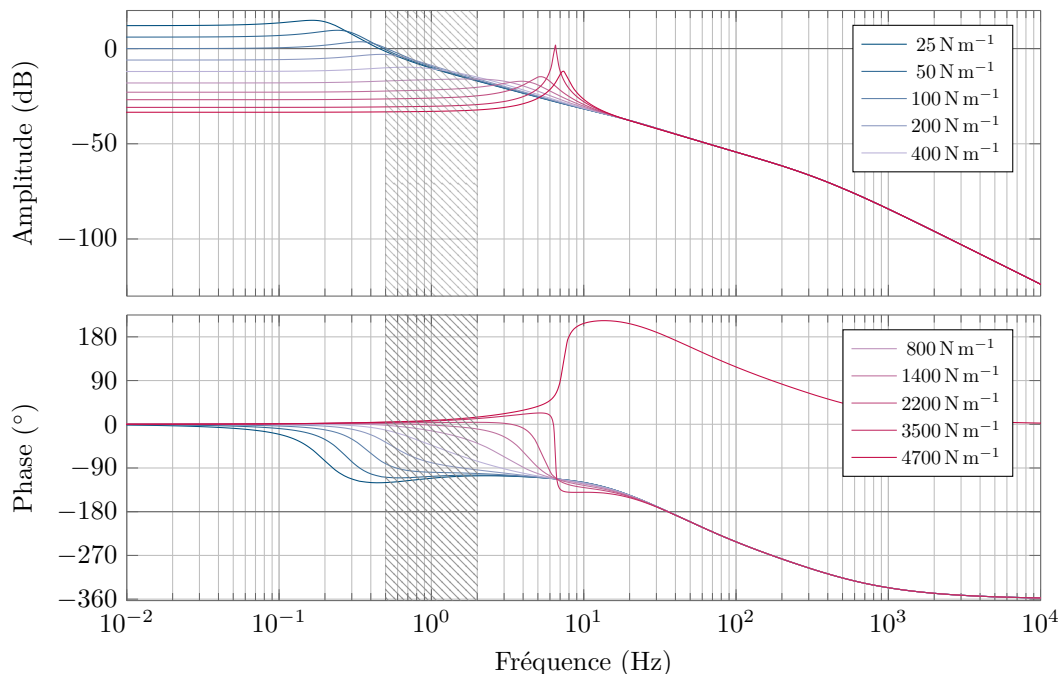


FIG. 5.9 : Diagramme de Bode de la fonction de transfert en boucle fermée  $\mathbf{H}_{BF}$ (5.18) sur l'axe  $\bar{z}$  pour une sortie en position (ajout d'un intégrateur pur, avec un gain pour convertir la sortie en centimètre) en fonction de la raideur apparente de l'environnement  $\mu$ . La zone grisée signifie les fréquences observées pour la réalisation de la tâche de jonglerie.

L'étude de la carte des pôles et zéros de la boucle fermée montrée en figure 5.10b permet aussi de comprendre comment se traduisent les variations de raideur. On peut y observer que la raideur influe notamment sur 3 pôles ( $p_1$ ,  $p_2$  et  $p_3$ ) qui peuvent donner lieu à des comportements oscillants, avec des taux d'amortissement inférieurs à 1. Ainsi le pôle  $p_1$  voit son comportement oscillatoire augmenter dans un premier temps, jusqu'à des raideurs de  $20 \text{ N m}^{-1}$  ( $\zeta = 0.8$ ), pour ensuite s'atténuer. L'évolution du pôle  $p_3$  n'entraîne que très peu de variations du taux d'amortissement  $\zeta \approx 0.9$ , mais entraîne des changements de fréquence du pôle entre 5 Hz et 20 Hz.

Les variations les plus significatives sont liées au pôle  $p_2$  qui peut être à l'origine d'instabilités lorsque la raideur dépasse  $3.8 \text{ kN m}^{-1}$ . De plus, avant d'atteindre cette instabilité, l'augmentation de la raideur entre  $500 \text{ N m}^{-1}$  et  $4000 \text{ N m}^{-1}$  entraîne une réduction de  $\zeta$ , jusqu'à ce qu'il devienne nul pour des fréquences d'oscillations autour de 2 Hz.

Si l'on s'intéresse aux effets individuels de la masse  $M$  et de l'amortissement  $B$ , on constate que l'augmentation de la masse modifie plus significativement les fréquences des pôles mal amortis, notamment le deuxième et troisième ( $p_2$  et  $p_3$ ) qui atteignent respectivement 0.9 Hz et 59 Hz pour une masse de 10 kg. De son côté, l'augmentation de l'amortissement contrecarre l'effet déstabilisant de la raideur sur  $p_2$ .

En accord avec la littérature, on peut voir que l'environnement peut déstabiliser le robot contrôlé en admittance, notamment lorsque la raideur est trop importante, d'où l'importance d'adapter les gains du contrôleur en fonction d'attentes concernant les paramètres d'impédance de l'environnement et du comportement souhaité en boucle fermée.

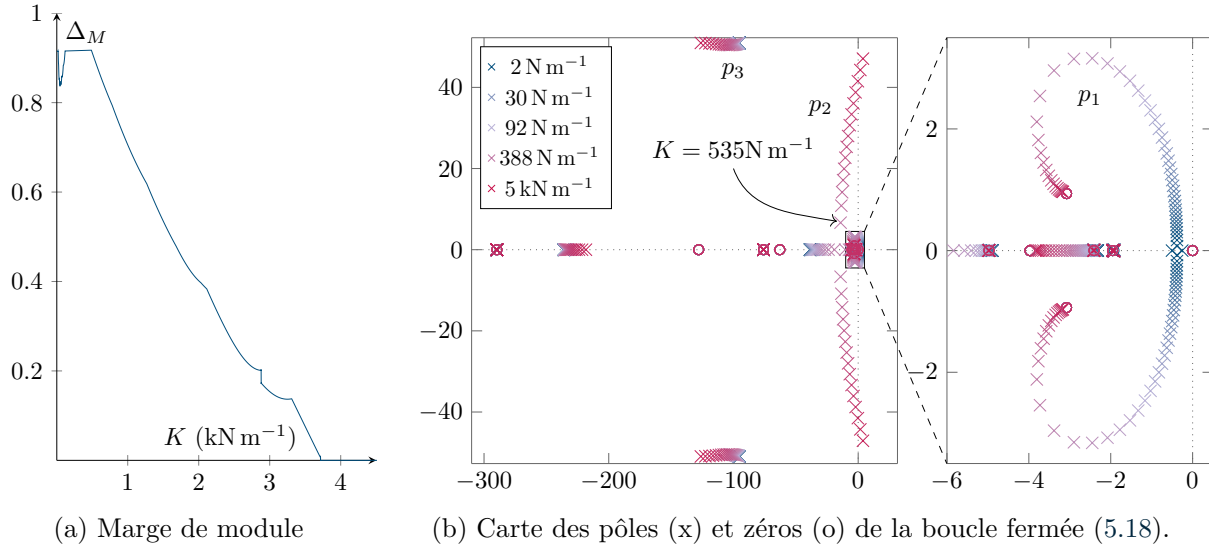


FIG. 5.10 : Analyse de la marge de module, et des pôles et zéros du système couplé avec un environnement, en fonction de la raideur de cet environnement.

$\phi$	$K$ (N m <sup>-1</sup> )	$B$ (N s m <sup>-1</sup> )	$M$ (kg)
$\phi_1$	$151 \pm 34$	$15.0 \pm 1.4$	$0.349 \pm 0.029$
$\phi_2$	$194 \pm 30$	$12.9 \pm 1.9$	$0.374 \pm 0.021$
$\phi_3$	$164 \pm 52$	$10.1 \pm 2.1$	$0.413 \pm 0.035$

TAB. 5.3 : Paramètres estimés pour l'utilisateur ayant réalisé la cartographie de stabilité du contrôle en admittance (figure 2.8).

### 5.3.2 Effets de la loi de commande en admittance

Pour les gammes de paramètres estimés dans le chapitre 4, les gains du correcteur en impédance conduisent à un comportement toujours stable. Toutefois, comme montré dans la section précédente, le critère de stabilité, bien que nécessaire, n'est pas suffisant pour qualifier une interaction intuitive avec un utilisateur.

En première approximation, la cartographie expérimentale de la figure 2.8 peut être reproduite à partir du modèle (5.18) et des paramètres estimés de l'utilisateur ayant permis ce réglage. Ces valeurs sont mentionnées dans le tableau 5.3, avec les intervalles de confiance à 95 % des médianes pour chacune des phases.

#### 5.3.2.a Reproduction de la cartographie expérimentale

Il est important de rappeler que pour garder des marges significatives, la cartographie de la figure 2.8 a été réalisée dans des conditions expérimentales où l'utilisateur devait maintenir des co-contractions importantes, de manière à se placer dans la pire configuration possible lors d'une interaction avec un humain, en plus d'une configuration nominale. Or, comme expliqué en section 1.2.2.a, les co-contractions entraînent une augmentation de la raideur. M. Shabani et I. Stavness (2018) ont ainsi pu montrer qu'une élévation de l'activité musculaire au niveau du genou de 0 % à 20 %, pouvait engendrer une multiplication de la raideur articulaire par 2

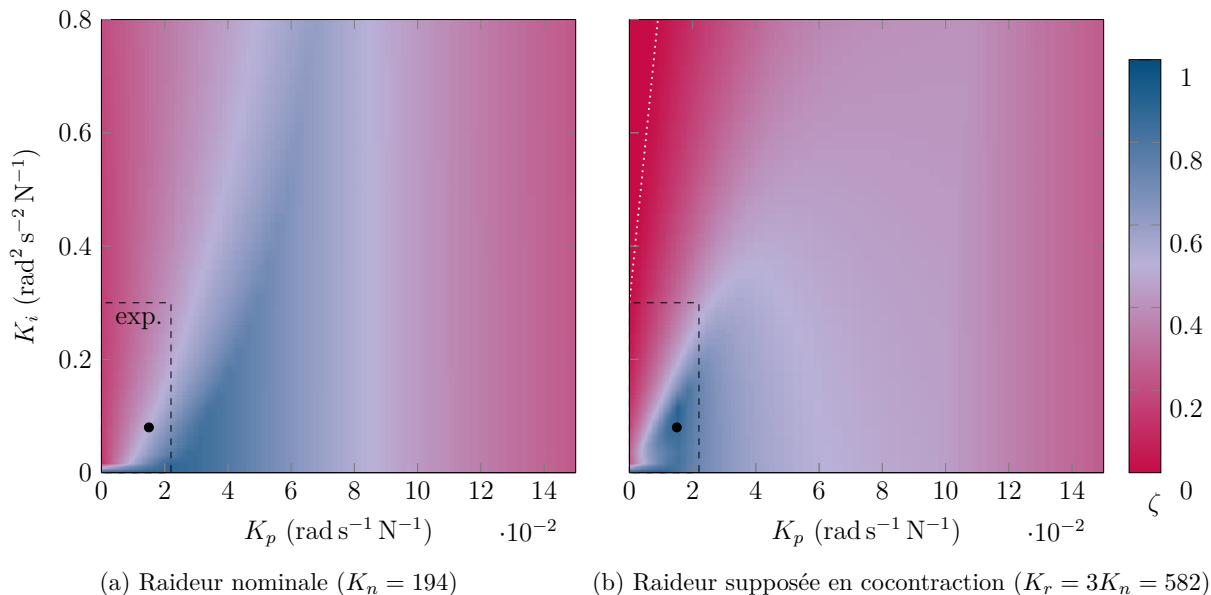


FIG. 5.11 : Reproduction théorique de la cartographie expérimentale (zone entourée en tirets noirs) utilisant les paramètres du participant 000 de la phase  $\varphi_2$ , en fonction des gains du correcteur cartésien en admittance. La palette de couleurs indique le coefficient d'amortissement  $\zeta$  le plus faible des pôles du système en boucle fermée (5.18). La zone délimitée par des pointillés blancs est instable.

ou 3.

On peut voir que la figure 5.11a ne révèle aucune instabilité, de plus la figure 5.11b n'en révèle pas non plus sur l'intervalle des gains testés expérimentalement en figure 2.8. La cartographie théorique semble toutefois moins sévère que celle expérimentale pour les gains  $K_p$ .

Les premières instabilités sont observées à partir de gains  $K_i$  supérieurs à 0.3, dans la configuration la plus rigide. Or la cartographie empirique a révélée des comportement interprétés comme instables par le manipulateur pour des gains  $K_i$  nuls, là où la cartographie théorique indique des taux d'amortissement  $\zeta$  supérieurs à 0.5. Cette différence pourrait indiquer que le choix du filtrage de l'impédance mécanique de l'environnement détaillé précédemment en section 5.3.1.a a été placé à une fréquence trop basse, - *ce qui peut augmenter artificiellement la stabilité de l'interaction* -, ou aussi que les fortes co-contractions entraînent une multiplication de la raideur supérieure à un facteur 3.

En effet, l'augmentation de la fréquence de brisure du filtrage du modèle en impédance mécanique joue sur la bande passante de l'environnement, et entraîne une limitation plus restrictive du gain proportionnel  $K_p$ . Ainsi pour un filtrage à 20 Hz de l'environnement le plus raide, l'interaction est instable pour tous les gains  $K_i \leq 0.8$  dès que  $K_p$  dépasse 0.08. Il faut déplacer la fréquence de brisure du filtre à 60 Hz pour trouver des comportements instables pour les valeurs de  $K_p$  dépassant 0.02, comme sur la cartographie expérimentale. Toutefois, la méthode qualitative de la figure 2.8 reposant sur la perception d'un participant, il est difficile d'affirmer avec certitude que les instabilités perçues correspondent à la définition au sens de Lyapunov. Ce ressenti permet toutefois d'affirmer que les réglages ne sont pas adéquats à

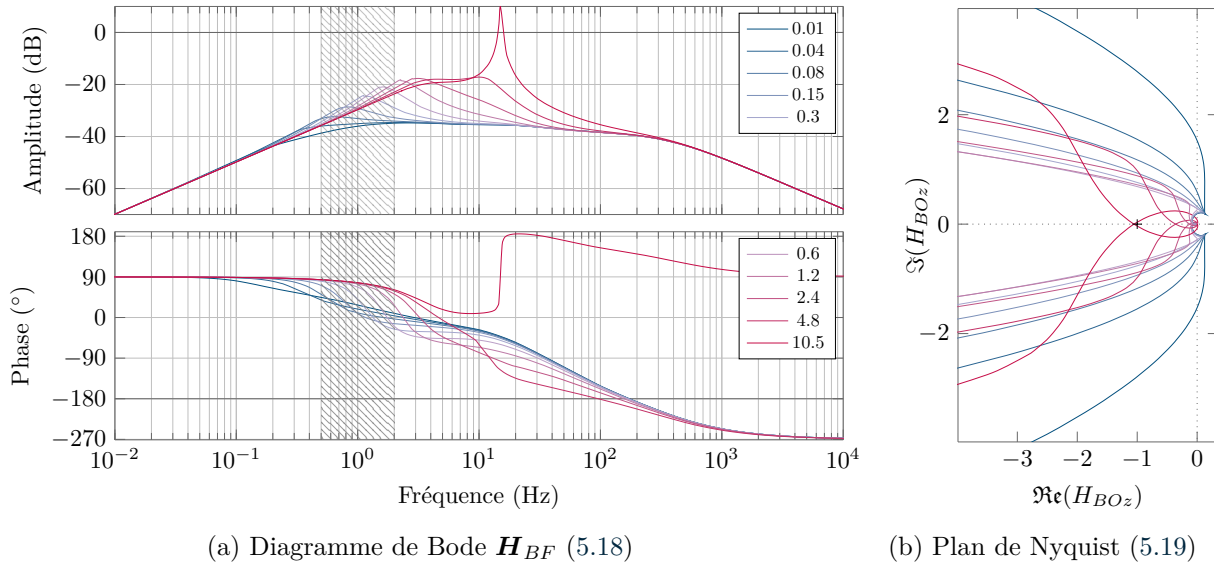


FIG. 5.12 : Analyse fréquentielle du couplage du robot avec le modèle en impédance mécanique (5.14) utilisant les paramètres de l'utilisateur 000 à la phase  $\varphi_2$  le long de l'axe  $\vec{z}$ , en fonction du gain intégral du correcteur en admittance cartésienne. Les gains de l'action intégrale  $K_i$  du correcteur en admittance sont indiqués dans la légende en  $\text{rad}^2 \text{s}^{-2} \text{N}^{-1}$ .

l'interaction physique avec le robot.

Pour qualifier la transparence de l'interaction, et étudier le compromis entre la transparence et la stabilité (A. Ajoudani et al. 2018) il faut se pencher plus en particulier sur les effets des gains du correcteur en admittance sur la boucle fermée (5.18).

### 5.3.2.b Effets du gain de l'action intégrale

La figure 5.12a révèle les variations de la réponse fréquentielle en vitesse de la boucle fermée (5.18) en fonction du gain  $K_i$ , jusqu'à obtenir des comportements instables, comme on peut le voir sur le plan de Nyquist pour la boucle ouverte (figure 5.12b). On y voit que l'incrément du gain de l'action intégrale prolonge le comportement dérivateur en basse fréquence, et donc augmente la bande passante de la réponse. Cette prolongation permet ainsi de réduire les forces nécessaires pour déplacer le robot, et donc d'améliorer la transparence vis à vis des forces d'interaction. Par ailleurs, si on s'attarde sur la phase, en se rappelant que la sortie en position est simplement retardée de  $90^\circ$ , on peut conclure que le gain intégral permet aussi de réduire le retard de la position sur la force injectée et donc de réduire le temps de réponse du robot.

$$\mathbf{Y}_r = \frac{\mathbf{v}_e(s)}{\mathbf{f}_e(s)} = \Sigma_f(s) + \Sigma_v(s)\mathbf{C}_z(s) \quad (5.20)$$

Une autre manière de qualifier la transparence du robot avec le contrôle en admittance est de regarder le comportement fréquentiel de la chaîne directe  $\mathbf{Y}_r$  du contrôle décrit en figure 5.5. La figure 5.13 montre le diagramme de Bode du transfert  $\mathbf{Y}_r$  pour l'axe  $\vec{z}$ . Comme observé dans le cas articulaire (X. Lamy et al. 2009), le comportement du robot en basse fréquence



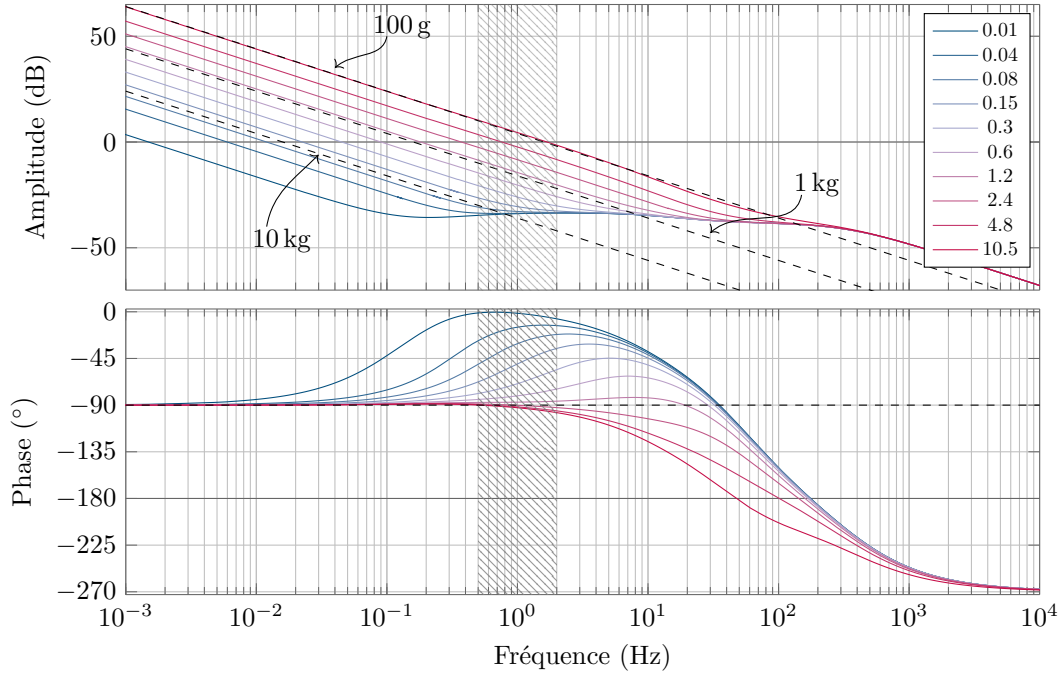


FIG. 5.13 : Diagramme de Bode de la chaîne directe  $\mathbf{Y}_r$  montrée en figure 5.5 pour l'axe  $\bar{z}$ . Les gains de l'action intégrale  $K_i$  du correcteur en admittance sont indiqués dans la légende en  $\text{rad}^2 \text{s}^{-2} \text{N}^{-1}$ . Les admittances de masses pures, dont les valeurs sont notées, ont été représentées en tirets noirs pour comparaison.

est analogue à celui d'une masse pure pour un comportement dynamique en admittance ( $V(s)/F(s) = 1/(M_a s)$ ). Ainsi lorsqu'on manipule le robot pour de faibles déplacements autour de l'équilibre défini en section 5.2, la sensation perçue sera celle de manipuler une masse apparente de valeur  $M_a$  dont le poids a été compensé, et donc en l'absence de gravité (uniquement pour le robot). On voit donc sur le diagramme, où trois admittances de masse pure ont été représentées, que l'augmentation du gain intégral réduit la masse apparente, comme attendu (W. S. Newman 1992 ; X. Lamy et al. 2009).

Ainsi, pour les gains choisis expérimentalement, on peut estimer la masse apparente équivalente  $M_a$  en calculant l'inverse du gain statique de la dérivée de la chaîne directe  $s\mathbf{Y}_r$ , qui est directement proportionnel à  $K_i$  (5.21), en accord avec les résultats de la littérature (X. Lamy 2011). On obtient alors une masse de 13.34 kg. Toutefois, il est important de noter qu'à une fréquence de 1 Hz, le comportement du robot s'éloigne de celui d'une masse pure, avec des différentiels de 5 dB et  $60^\circ$  respectivement pour le gain et la phase. Il faut aussi noter qu'il s'agit du comportement apparent en boucle ouverte, et non de la boucle fermée couplée.

$$\lim_{s \rightarrow 0} s\mathbf{Y}_r \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 \end{pmatrix}^t = \lim_{s \rightarrow 0} s\mathbf{I} \left( \boldsymbol{\Sigma}_f(s) + \boldsymbol{\Sigma}_v(s)\mathbf{C}_z(s) \right) \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 \end{pmatrix}^t = 0.937 \times K_i = \frac{1}{M_a} \quad (5.21)$$

### 5.3.2.c Effets du gain de l'action proportionnelle

Le gain proportionnel  $K_p$  du correcteur en admittance modifie principalement le comportement en haute fréquence et permet une augmentation de la bande passante plus importante

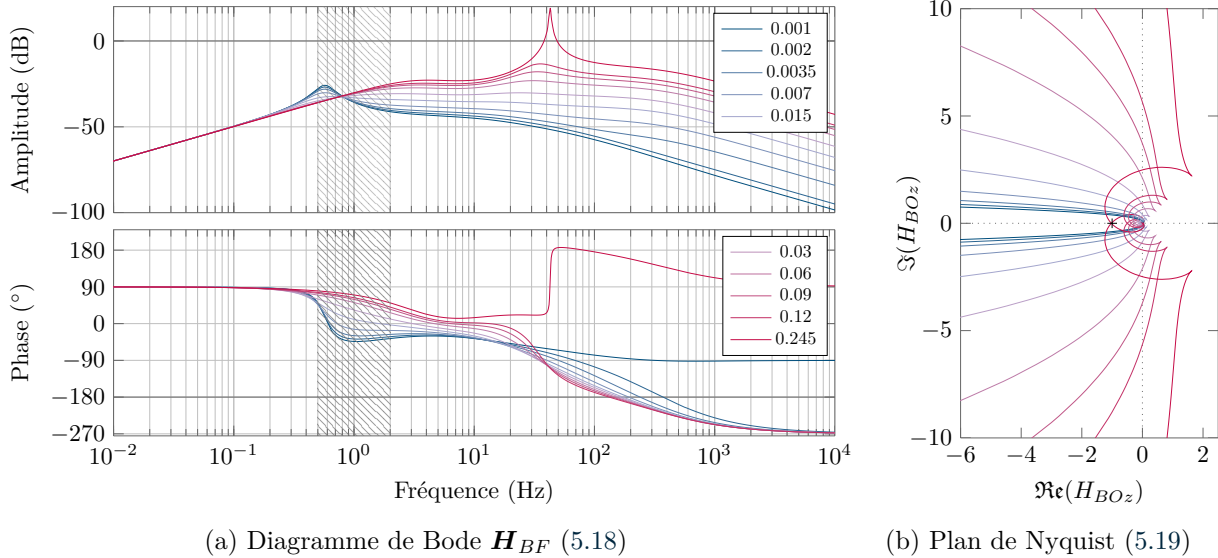


FIG. 5.14 : Analyse fréquentielle du couplage du robot avec le modèle en impédance mécanique (5.14) utilisant les paramètres de l'utilisateur 000 à la phase  $\varphi_2$  le long de l'axe  $\vec{z}$ , en fonction du gain intégral du correcteur en admittance cartésienne. Les gains de l'action intégrale  $K_p$  du correcteur en admittance sont indiqués dans la légende en  $\text{rad}^2 \text{s}^{-2} \text{N}^{-1}$ .

que celle induite par l'augmentation du gain intégral. Les rehaussements du gain et de la phase interviennent de plus en plus tôt lorsqu'on se penche sur le transfert de la chaîne directe, jusqu'à 500 mHz pour  $24.5 \text{ cm N}^{-1} \text{ s}^{-1}$  ce qui induit toutefois l'instabilité de l'interaction, comme on peut l'observer sur le plan de Nyquist en figure 5.14b.

Si l'on s'attelle à scruter la réponse fréquentielle du transfert de la boucle fermée (5.18) montrée en figure 5.14, on peut y distinguer une fréquence de résonance à 0.55 Hz pour les gains proportionnels les plus faibles ( $K_p < 0.04$ ). Pour les fréquences supérieures à 0.8 Hz, l'incrément du gain  $K_p$  entraîne une augmentation du gain de la phase de plateau qu'on observe typiquement entre 2 Hz et 20 Hz pour  $K_i = 0.08$ . Ce gain permet par ailleurs de réduire les effets de friction des moteurs qui comprennent notamment des phénomènes non linéaires (X. Lamy 2011) pas représentés sur ces analyses linéaires.

Ainsi pour minimiser les forces d'interaction en basse et en haute fréquence, et donc améliorer la transparence du robot, les gains du correcteur en admittance cartésienne devraient être aussi élevés que possible, tout en garantissant la stabilité. Ces résultats corroborent donc les études de la littérature (W. S. Newman 1992 ; X. Lamy et al. 2009).

Il faut toutefois contraster cette analyse, car lorsque la passivité n'est plus assurée malgré la garantie de stabilité, le confort de l'utilisateur lors de la manipulation ne semble pas forcément traduit expérimentalement, notamment à cause de comportements potentiellement mal amortis. En effet, des réponses très oscillatoires peuvent s'avérer moins instinctives à manipuler pour les utilisateurs, ce qui peut être analysé sous le prisme des marges de stabilité, ou des taux d'amortissement des pôles les moins robustes. La mise en place d'une commande robuste (S. P. Buerger et N. Hogan 2006) permet de prendre en compte les marges de stabilité notamment liées aux incertitudes sur la raideur de l'environnement.

Méthode	$K_i$ (rad <sup>2</sup> s <sup>-2</sup> N <sup>-1</sup> )	$K_p$ (rad s <sup>-1</sup> N <sup>-1</sup> )
max( $K_i$ )	0.23	0.028
max( $K_p$ )	0.08	0.034

TAB. 5.4 : Réglages théoriques de  $C_z(s)$  assurant un taux d'amortissement supérieur à 0.6, pour la cartographie montrée en figure 5.11b.

### 5.3.3 Conclusions

En fixant un taux d'amortissement  $\zeta^{obj}$  minimum de 0.6 (qui se rapproche pour un second ordre de la réponse amortie (iv) montrée en figure 2.8b), on peut choisir un réglage théorique des gains du correcteur  $C_z(s)$ , en cherchant à maximiser le gain  $K_p$  ou  $K_i$  en priorité (ou une tout autre choix cherchant une optimisation des deux gains). Ainsi, le tableau 5.4 propose deux réglages du correcteur en fonction de la focalisation mise sur les gains  $K_p$  et  $K_i$ . Dans tous les cas, comparativement au réglage expérimental, on peut voir que le gain  $K_p$  est approximativement doublement supérieur sur ces réglages théoriques. De plus, si l'on cherche à maximiser l'action intégrale, pour par exemple réduire la masse apparente, il serait en théorie possible de presque tripler le gain choisi empiriquement.

L'implémentation expérimentale de ces réglages s'est avérée stable lors de manipulation avec des co-contractions nominales. Pour des co-contractions maximales, le contrôle avec les réglages maximisant  $K_p$  s'est révélé très oscillant à la limite de la stabilité, rendant l'interaction non intuitive. Si l'on considère le ratio de l'amplitude des trajectoires en position et en force comme un score en lien avec la transparence (plus le ratio est élevé, meilleure est la transparence), le réglage initial obtenu expérimentalement correspond à un ratio de 6 mm N<sup>-1</sup>, tandis que les réglages théoriques maximisant  $K_i$  et  $K_p$  correspondent respectivement à des scores de 14 mm N<sup>-1</sup> et 11 mm N<sup>-1</sup>.

Comme le révèle la figure 5.15, les oscillations de la trajectoire en force sont toutefois bien plus importantes pour les deux réglages obtenus théoriquement ce qui a tendance à rendre l'interaction moins intuitive. Les tracés de la position en fonction de la force d'interaction (figure 5.15g à i) donnent des indications sur la transparence. En effet, l'orientation des ellipses correspond au score précédemment évoqué, de plus, le petit rayon des ellipses donne une information sur la phase de la fonction de transfert liant les deux grandeurs (plus le petit rayon est grand, plus la latence est importante).

Les comportements issus des nouveaux réglages théoriques bien que meilleurs pour les indicateurs définis se sont révélés plus oscillants et moins intuitifs lors d'interactions à fortes co-contractions, ce qui pourrait s'expliquer par des réglages des gains moins robustes vis à vis de l'environnement, et potentiellement vis à vis des dynamiques du robot. Il semble donc qu'il soit nécessaire d'utiliser des critères combinés (en plus du taux d'amortissement) pour exprimer un cahier des charges plus exhaustif de l'interaction. On pourrait ainsi penser aux marges de robustesse, en se dirigeant vers une structure de commande plus élaborée qu'un simple PI en prenant en compte des nouveaux critères, comme c'est le cas lors d'une synthèse robuste.

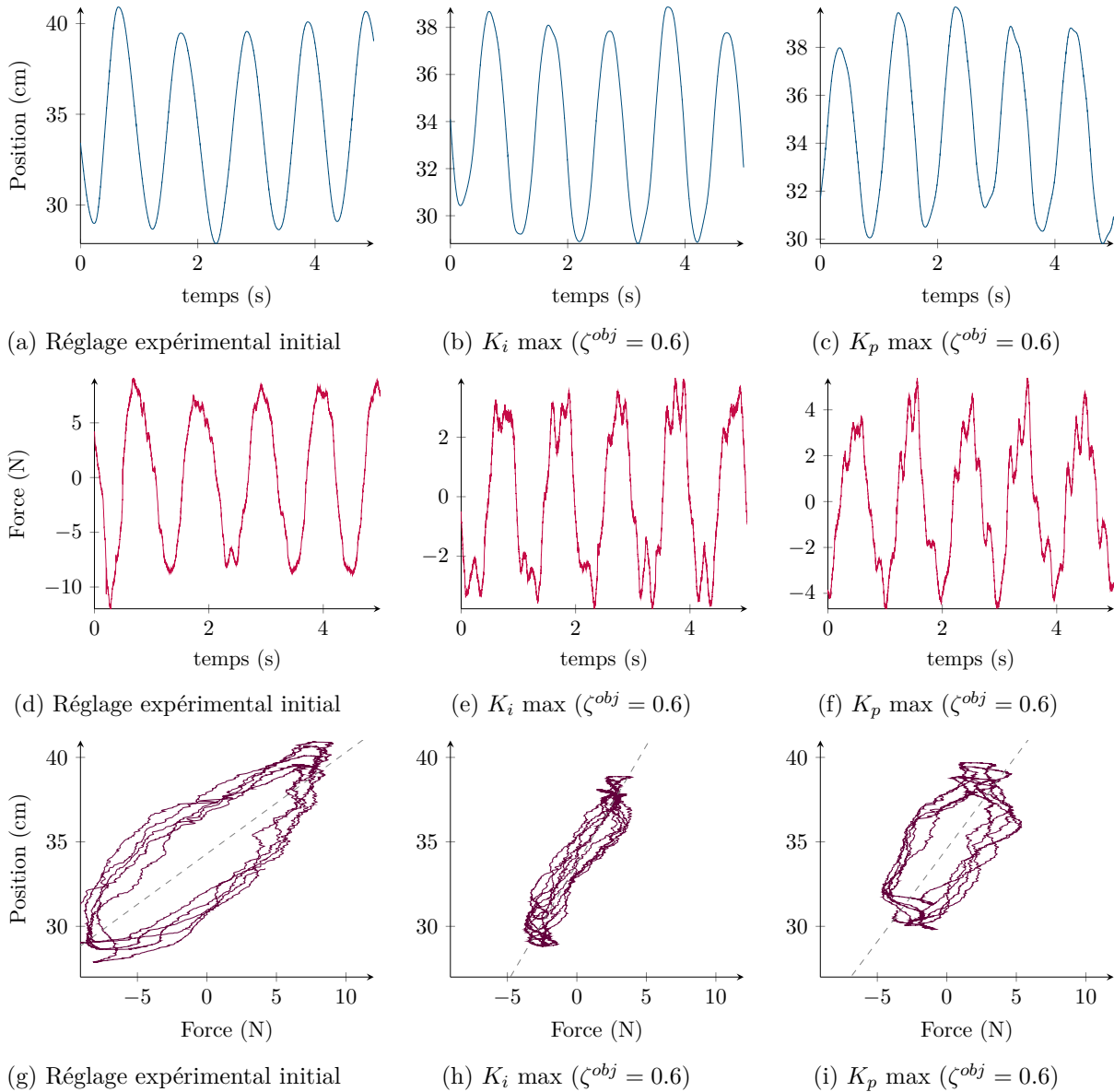


FIG. 5.15 : Trajectoires pseudo-sinusoidales en position et force en fonction des réglages des gains du correcteur en admittance cartésienne. Les figures g à i correspondent aux diagrammes entre la force d'interaction à la position, les lignes discontinues grises indiquent le ratio des amplitudes des positions et de force.



# Conclusions et perspectives

## 5.4 Conclusions

Le développement actuel de la robotique tend à indiquer que les interactions physiques des robots avec des humains et leurs environnements vont se multiplier. En s'inspirant des propriétés biomécaniques, et aussi neuromusculaires observées chez l'Homme, de nombreux chercheurs continuent de proposer des structures et stratégies de contrôles innovantes pour améliorer les performances et la robustesse des machines, notamment aux abords et contacts d'humains.

Une partie de la recherche se consacre ainsi à l'étude sociale des interactions entre humains, et aussi machines, afin de rendre leur présence et déplacements plus naturels et leur comportement plus acceptable et prévisible. Tandis qu'une autre partie de la recherche s'intéresse principalement aux performances et à la robustesse des interactions humaines, notamment lorsqu'ils manipulent des objets. C'est principalement dans ce dernier champ que ce sont positionnés ces travaux, avec une focalisation particulière sur les propriétés biomécaniques apparentes du membre supérieur humain.

**Estimation de l'impédance mécanique humaine au cours d'une tâche dynamique pluri-articulaire** Le banc expérimental proposé s'est révélé manipulable par un panel varié de participants, leur permettant tous de réaliser la tâche de balle rebondissante avec succès. Dans le même temps ce montage expérimental, associé à une méthodologie d'estimation de trajectoire innovante pour l'estimation d'impédance et d'identification a permis de réaliser des estimations de propriétés viscoélastiques du membre supérieur humain, durant une tâche rythmique hybride en mouvement dynamique. Pour réaliser ces estimations biomécaniques, une méthode d'introduction de perturbations a été mise en œuvre avec le robot utilisé, de manière à les rendre presque imperceptibles pour les utilisateurs. Le robot seul associé à un module de vision constituent ainsi un système facilement transposable à un contexte industriel, pour identifier l'impédance et mieux adapter les robots collaboratifs à leurs utilisateurs.

**Qualification du comportement humain en impédance cartésienne pendant une interaction robotique** Afin de mieux comprendre la stratégie humaine lors d'une interaction avec un robot, pour la réalisation d'une tâche rythmique nécessitant un contrôle actif, une expérience a été proposée et réalisée sur une trentaine de personnes qui ont pu manipuler, pour nombre d'entre eux pour la première fois, un robot articulé. Le ressenti des participants a pu être recueilli et leurs données traitées pour identifier les caractéristiques d'un modèle très simple permettant de reproduire la dynamique de leur rejet de perturbations

pendant l'interaction avec le robot. Les résultats obtenus sont cohérents avec ceux de la littérature, et viennent compléter les études comportementales des propriétés viscoélastiques cartésiennes générées par le système neuro-musculo-squelettique. Ils indiquent notamment que lors du mouvement rythmique étudié, les propriétés biomécaniques apparentes varient aussi de manière cyclique. Le rôle de l'impédance dans la réalisation de la tâche n'a toutefois pas démontré de caractères critiques par rapport aux performances évaluées, ce qui pourrait indiquer un rôle mineur de l'impédance dans la réalisation de la tâche, comparativement à des critères cinématiques ou de synchronisation.

**Pistes d'amélioration des performances de la commande robotique interactive** La force du modèle biomécanique utilisé réside notamment dans sa capacité d'amalgamer plusieurs phénomènes complexes émergents de sources différentes, pour engendrer des comportements globaux assimilables en grande partie à un modèle linéaire en impédance. Ce dernier facilite les analyses conduites pour étudier les performances et la robustesse des robots lorsqu'ils sont en contact physique avec des humains, comme le montre l'ébauche du dernier chapitre de ce manuscrit. Ainsi, une stratégie de contrôle interactive pour un robot a été proposée, en cherchant à rendre son comportement le plus transparent possible, tout en assurant la sécurité et la stabilité de l'interaction. La méthode proposée fortement inspirée par des travaux précédents a été modifiée et complétée par d'autres techniques de manière à adapter le contrôle à une tâche précise, en se plaçant dans l'espace de cette dernière. Le contrôle a ensuite été mis en place sur un banc expérimental, pour essayer d'optimiser empiriquement le réglage de ses paramètres. Une analyse paramétrique a ensuite été conduite sur un modèle linéarisé du robot, pour proposer un affinage possible des réglages, et ainsi proposer un début de réponse à la problématique d'amélioration des performances des contrôles robotisés en interaction physique.

## 5.5 Perspectives

Les travaux présentés ici ont ainsi essayé de relever plusieurs des défis posés par l'estimation des propriétés biomécaniques humaines, lors de mouvements dynamiques en interaction avec un robot, en mettant en place et en éprouvant différentes techniques issues de domaines variés. Plusieurs axes restent à explorer et des développements pourraient permettre d'améliorer les résultats présentés.

Comme expliqué lors de la mise en place de la méthodologie pour l'estimation des paramètres en impédance, la plus grande source d'erreurs semble provenir de l'estimation de trajectoire en position. L'amélioration de cette estimation permettrait de directement améliorer la fiabilité de la méthode. L'utilisation de réseaux de neurones pourrait constituer une piste d'amélioration, cette technique ayant été implémentée avec des résultats prometteurs, toutefois limités par la base de données.

Par ailleurs, la méthode d'identification proposée suppose que les variations d'impédance ne sont pas significatives sur de faibles intervalles de temps, ce qui limite l'observation des variations cycliques des paramètres du modèle en impédance utilisé. Les méthodes non-paramétriques évoquées dans la courte revue du troisième chapitre pourraient permettre de mieux observer les variations cycliques des propriétés viscoélastiques apparentes. Pour

améliorer la fiabilité de ces méthodes, les mesures des positions articulaires humaines pourraient s'avérer nécessaires, ce qui augmenterait toutefois la complexité expérimentale.

Une étude plus fine des variations d'impédance au cours des cycles d'une tâche rythmique pourrait permettre de mieux comprendre leur rôle notamment en terme de robustesse vis à vis du robot, comme de la tâche. En effet, les variations observées pourraient aussi jouer un rôle dans la stabilité de la tâche de jonglerie qui n'a pas été étudiée dans ces travaux. Un autre aspect intéressant serait d'étudier la tâche à travers les lunettes d'un énergéticien, pour étudier les performances de la tâche sous un autre angle que celui proposé.

Une méthode de contrôle en impédance robuste ou adaptative pourrait par la suite être combinée aux signaux de consignes rythmiques reposant sur des oscillateurs pour produire des mouvements cycliques bio-inspirés capables d'interactions robustes avec des environnements anthropiques. Ce type de méthodes pourrait s'avérer très prometteur notamment pour les exosquelettes.

En effet, dans le prolongement du dernier chapitre, une synthèse robuste utilisant les données d'impédance estimées pour un large panel de participants comme marge d'incertitude permettrait un réglage plus adapté que celui proposé. De plus, en considérant les variations cycliques significatives observées, une compensation en ligne des paramètres en impédance (lorsqu'ils ne sont pas adaptés à la tâche), pourrait être proposée à l'aide d'une commande adaptative. Cette adaptation pourrait alors permettre d'assurer que les performances liées à la transparence du robot, comme les amplitudes de vitesses, soient compatibles avec les performances attendues pour la réalisation d'une tâche.





# Annexes



# Annexe A Liens entre les paramètres articulaires et cartésiens

La raideur articulaire  $\mathbf{R}$  est par définition la capacité d'une ou plusieurs articulations  $\mathbf{q}$  à emmagasiner de l'énergie élastique, qui se caractérise par une relation, possiblement non linéaire, entre la force exercée et le déplacement, tel que l'intégrale de la force en fonction de la position soit définie (énergie élastique) (N. Hogan 1985c; R. Shadmehr 1993).

$$\mathbf{R} \triangleq \frac{\partial \boldsymbol{\tau}}{\partial \mathbf{q}} = \frac{\partial \mathcal{J}^t \mathbf{f}}{\partial \mathbf{q}} = \mathcal{J}^t \frac{\partial \mathbf{f}}{\partial \mathbf{q}} + \frac{\partial \mathcal{J}^t}{\partial \mathbf{q}} \mathbf{f} \quad (\text{A.1})$$

La raideur cartésienne  $\mathbf{K}$  se définit respectivement aux coordonnées d'un repère formé par les vecteurs  $\vec{x}$ , qui peuvent constituer un plan, ou un espace pluri-dimensionnel.

$$\mathbf{K} \triangleq \frac{\partial \mathbf{f}}{\partial \mathbf{x}} = \frac{\partial \mathbf{f}}{\partial \mathbf{q}} \frac{\partial \mathbf{q}}{\partial \mathbf{x}} = \frac{\partial \mathbf{f}}{\partial \mathbf{q}} \mathcal{J}^{-1} \quad (\text{A.2})$$

D'où :

$$\mathbf{K} = (\mathcal{J}^t)^{-1} \left( \mathbf{R} - \frac{\partial \mathcal{J}^t}{\partial \mathbf{q}} \mathbf{f} \right) \mathcal{J}^{-1} \quad (\text{A.3})$$

ou :

$$\mathbf{R} = \mathcal{J}^t \mathbf{K} \mathcal{J} + \frac{\partial \mathcal{J}^t}{\partial \mathbf{q}} \mathbf{f} \quad (\text{A.4})$$

Dans la littérature (N. Hogan 1985c; T. Tsuji et al. 1995), le terme lié à la dérivée partielle du jacobien est toutefois souvent négligé.

Pour que  $\mathbf{K}$  puisse être considéré comme une raideur pure, l'opérateur rotationnel  $\nabla$ , du champ de vecteur de la force doit être nul (N. Hogan 1985c; M. L. Latash et V. M. Zatsiorsky 1993), c'est à dire de nature conservative (C. Hooge 2016, Chapitre 7).

$$\nabla \times \mathbf{f} = \begin{pmatrix} \partial f_z / \partial y - \partial f_y / \partial z \\ \partial f_x / \partial z - \partial f_z / \partial x \\ \partial f_y / \partial x - \partial f_x / \partial y \end{pmatrix} = \mathbf{0}_{3 \times 1} \quad (\text{A.5})$$

Avec un raisonnement similaire (T. Tsuji et al. 1995), on peut obtenir les relations pour les matrices d'amortissement et d'inertie aux niveaux cartésien (respectivement  $\mathbf{B}$  et  $\mathbf{M}$ ) et articulaire (respectivement  $\mathbf{D}$  et  $\mathbf{A}$ ).

$$\mathbf{D} = \mathcal{J}^t \mathbf{B} \mathcal{J} \quad (\text{A.6})$$

$$\mathbf{A} = \mathcal{J}^t \mathbf{M} \mathcal{J} \quad (\text{A.7})$$



# Annexe B Représentation elliptique de l'impédance

D'abord introduite par F. A. Mussa-Ivaldi et al. (1985) pour la raideur puis étendue à l'ensemble des paramètres dynamiques en impédance par J. M. Dolan et al. (1993), les ellipsoïdes permettent une représentation graphique facilement lisible des forces de restitution dans le cadre de tâches planaires, pour des déplacements induits sur un cercle unitaire.

Pour ce tracé, la matrice d'impédance doit être séparée en deux matrices, symétrique  $Z_s$  (donnée en équation (B.1), pour  $Z_s \in \mathbb{R}^{2 \times 2}$ ) et antisymétrique, seuls les composants de la matrice symétrique sont représentés. Les axes de l'ellipsoïde sont déterminés par les valeurs propres  $\lambda_i$  de cette dernière matrice, dont la formule est donnée en (B.2) pour le cas bi-dimensionnel et l'orientation est obtenue grâce à la formule (B.3).

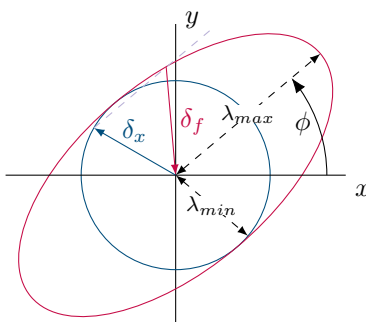


FIG. B.1 : Exemple d'ellipse avec un déplacement  $\delta_x$  (bleu) sur le cercle unitaire, et la force de restitution (rouge) non-colinéaire induite, que l'on obtient grâce à l'intersection de la droite parallèle à l'axe principal passant par  $\delta_x$  et l'ellipse.

$$Z_s = \begin{pmatrix} Z_{s11} & Z_{s12} \\ Z_{s12} & Z_{s22} \end{pmatrix} \quad (\text{B.1})$$

$$\lambda_{2,1} = 0.5 \left( Z_{s11} + Z_{s22} \pm \sqrt{(Z_{s11} + Z_{s22})^2 + 4(Z_{s12}^2 - Z_{s11}Z_{s22})} \right) \quad (\text{B.2})$$

$$\phi = \tan^{-1} \frac{\lambda_2 - Z_{s11}}{Z_{s21}} \quad (\text{B.3})$$



# Annexe C Calcul du Modèle Géométrique Direct

## C.1 Modèle à 3 articulations colinéaires

Dans le cas très simple du robot plan, dont on rappelle la structure simplifiée, avec les notations des différentes longueurs et conventions d'angles en figure C.1, le calcul du modèle géométrique direct ne nécessite pas de passer par la convention de Denavit-Hartenberg, et les combinaisons de transformations homogènes.

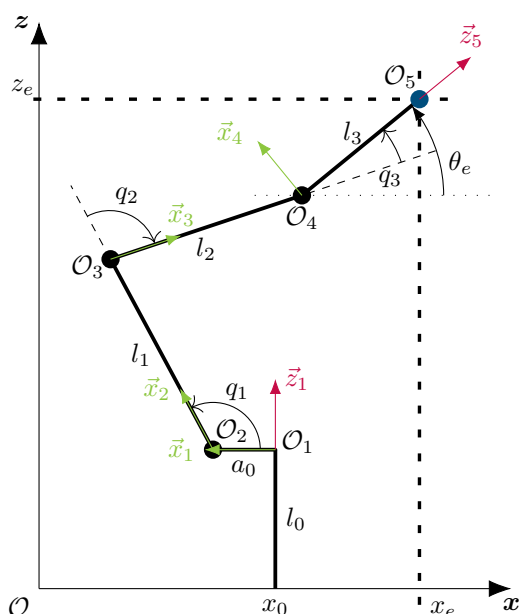


FIG. C.1 : Modèle simplifié du robot avec 3 articulations actionnées et 3 degrés de liberté

Ainsi, en cherchant à calculer géométriquement les coordonnées  $x_e$ ,  $z_e$  et  $\theta_e$ , par rapport à la base du robot  $(x_0, 0)$  on obtient les résultats présentés dans l'équation (C.1).

$$\begin{aligned} x_e &= (x_0 - a) + l_1 \cos(q_1) + l_2 \cos(q_1 + q_2) + l_3 \cos(q_1 + q_2 + q_3) \\ z_e &= l_0 + l_1 \sin(q_1) + l_2 \sin(q_1 + q_2) + l_3 \sin(q_1 + q_2 + q_3) \\ \theta_e &= q_1 + q_2 + q_3 \end{aligned} \quad (\text{C.1})$$

Les conversions par rapport aux conventions du robot réel, le youBot arm de KUKA™, sont décrites dans le tableau C.1.

## C.2 Modèle complet du youBot arm de KUKA™

Pour passer du modèle géométrique direct réduit, au modèle à 5 articulations actionnées, il faut ajouter deux liaisons rotoïdes. La première liaison au niveau de la base du robot, a son



numéro de l'articulation	1	2	3	4	5
conversion	$-169^\circ$	$q_1 - 65^\circ$	$q_2 + 146^\circ$	$q_3 - 102.5^\circ$	$-167.5^\circ$

TAB. C.1 : Conversion entre la convention utilisée, et la convention réelle des angles articulaires du youBot arm de KUKA™

axe de rotation autour de l'axe  $\mathbf{z}$  défini dans le repère du robot. La deuxième rotation se place au niveau de l'effecteur final du robot, avec un axe de rotation dans le prolongement du bras.

Le modèle n'est cette fois ci plus contenu dans un plan, le formalisme proposé par Denavit-Hartenberg permet alors d'exprimer les coordonnées de l'effecteur dans l'espace. Le choix de la convention de W. Khalil et J. Kleinfinger (1986) est fait avec les paramètres des cinq liaisons rotoïdes données dans la tableau C.2, avec la matrice de passage homogène  $\mathcal{T}$  donnée par l'équation (C.2).

$$\mathcal{T}_{n-1}^n = \begin{pmatrix} \cos(\theta) & -\sin(\theta) & 0 & d \\ \cos(\alpha)\sin(\theta) & \cos(\alpha)\cos(\theta) & -\sin(\alpha) & -r\sin(\alpha) \\ \sin(\alpha)\sin(\theta) & \sin(\alpha)\cos(\theta) & \cos(\alpha) & r\cos(\alpha) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (\text{C.2})$$

$J^\circ$	$d$	$\alpha$	$r$	$\theta_{DH}$
1	0	0	$l_0$	0
2	$a_0$	$\pi/2$	0	$\pi/2$
3	$l_1$	0	0	0
4	$l_2$	0	0	$-\pi/2$
5	0	$-\pi/2$	$l_3$	0

TAB. C.2 : Paramètres de Denavit-Hartenberg, dans la convention de W. Khalil et J. Kleinfinger (1986)

En posant  $\theta_i = yB_i - q_i - \theta_{DH}$ , et  $\theta_s$ , la rotation constante de  $-110^\circ$  liée à l'orientation des axes du capteur de force, on obtient alors le modèle donné par la forme générale (C.3).

$$\mathcal{T}_s^0 = \begin{pmatrix} \mathcal{R}_s^0 & \mathbf{t}_s^0 \\ 0_{1 \times 3} & 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_1 \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_2 \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (\text{C.3})$$

Les détails de la matrice de rotation sont présentés à l'équation (C.4), et de la translation en équation (C.5).

$$\begin{aligned}
r_{11} &= -s_s((c_{234}(s_{15} - s_{1-5}))/2 + c_5s_1) - c_s(s_1s_5 - (c_{234}(c_{15} + c_{1-5}))/2) \\
r_{12} &= s_s(s_1s_5 - (c_{234}c_{15} + c_{1-5}))/2 - c_s((c_{234}(s_{15} - s_{1-5}))/2 + c_5s_1) \\
r_{13} &= s_{1-(234)}/2 - s_{1234}/2 \\
r_{21} &= c_s(c_1s_5 + (c_{234}(s_{15} + s_{1-5}))/2) + s_s((c_{234}(c_{15} - c_{1-5}))/2 + c_1c_5) \\
r_{22} &= c_s((c_{234}(c_{15} - c_{1-5}))/2 + c_1c_5) - s_s(c_1s_5 + (c_{234}(s_{15} + s_{1-5}))/2) \\
r_{23} &= c_{1234}/2 - c_{1-(234)}/2 \\
r_{31} &= s_{2345s}/2 - s_{5s-(234)}/2 \\
r_{32} &= c_{2345s}/2 - c_{5s-(234)}/2 \\
r_{33} &= c_{234}
\end{aligned} \tag{C.4}$$

$$\begin{aligned}
t_1 &= -c_1(l_1s_2 - a_0 + l_2s_{23} + l_3s_{234}) \\
t_2 &= -s_1(l_1s_2 - a_0 + l_2s_{23} + l_3s_{234}) \\
t_3 &= l_0 + l_1c_2 + l_2c_{23} + l_3c_{234}
\end{aligned} \tag{C.5}$$



# Annexe D Calcul du Jacobien

## D.1 Jacobien du modèle réduit

En dérivant le modèle géométrique direct proposé en section C.1, par chacune des articulations actionnables  $(q_1, q_2, q_3)$ , et en simplifiant l'écriture des cosinus et sinus respectivement par  $c$  et  $s$  avec les indices désignant les articulations - *eg.*  $\sin(q_1 + q_2)$  est donné par  $s_{12}$  - pour une meilleure lisibilité, on obtient le résultat présenté en équation (D.1), pour  $\mathcal{J} \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$ .

$$\mathcal{J}(q) = \begin{pmatrix} -l_1 s_1 - l_2 s_{12} - l_3 s_{123} & -l_2 s_{12} - l_3 s_{123} & -l_3 s_{123} \\ l_1 c_1 + l_2 c_{12} + l_3 c_{123} & l_2 c_{12} + l_3 c_{123} & l_3 c_{123} \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \quad (\text{D.1})$$

## D.2 Jacobien du youBot arm complet

On rappelle en équation (D.2), la relation liant les vitesses articulaires aux vitesses cartésiennes à l'aide du jacobien, avec  $\mathbf{v} \in \mathbb{R}^3$  et  $\boldsymbol{\omega} \in \mathbb{R}^3$ , respectivement les vitesses cartésiennes linéaires et angulaires de l'effecteur. On note  $\mathcal{J}_v \in \mathbb{R}^{3 \times n}$  et  $\mathcal{J}_\omega \in \mathbb{R}^{3 \times n}$ , les jacobiens linéaire et angulaire, et  $\mathcal{J} \in \mathbb{R}^{6 \times n}$  le jacobien du robot, avec  $n$ , le nombre d'articulations actionnées.

$$\mathcal{J}(q) \dot{\mathbf{q}} = \begin{pmatrix} \mathbf{v} \\ \boldsymbol{\omega} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathcal{J}_v(q) \\ \mathcal{J}_\omega(q) \end{pmatrix} \dot{\mathbf{q}} \quad (\text{D.2})$$

Les vitesses angulaires peuvent être obtenues directement en utilisant la loi de composition des vitesses, à partir des différentes matrices homogènes composant le modèle géométrique direct. Il s'agit en effet des éléments des dernières colonnes des matrices de rotation  $r_{13}$ ,  $r_{23}$  et  $r_{33}$  de chacune des transformations (dans le cas de liaisons rotoïdes). Ainsi, dans le cas de rotation la relation pour obtenir le jacobien angulaire est donnée par l'équation (D.3).

$$\mathcal{J}_\omega \dot{\mathbf{q}} = \sum_{i=1}^n \omega_i^0 = \begin{pmatrix} \mathcal{J}_{\omega_1} & \dots & \mathcal{J}_{\omega_n} \end{pmatrix} \dot{\mathbf{q}} = \begin{pmatrix} z_1^0 & \dots & z_n^0 \end{pmatrix} \dot{\mathbf{q}}, \quad (\text{D.3})$$

avec  $\mathbf{z}_i^0 \in \mathbb{R}^3$ , les éléments de la dernière colonne de la matrice de rotation  $\mathcal{R}_i^0$  entre la référence 0 et la rotation  $i$ , données en (D.4).

$$\begin{aligned} \mathbf{z}_1^0 &= \begin{pmatrix} 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}^t \\ \mathbf{z}_2^0 &= \begin{pmatrix} s_1 & c_1 & 0 \end{pmatrix}^t \\ \mathbf{z}_3^0 &= \begin{pmatrix} s_1 & c_1 & 0 \end{pmatrix}^t \\ \mathbf{z}_4^0 &= \begin{pmatrix} s_1 & c_1 & 0 \end{pmatrix}^t \\ \mathbf{z}_s^0 &= \begin{pmatrix} \frac{s_{1-(234)} - s_{1234}}{2} & \frac{c_{1234} - c_{1-(234)}}{2} & c_{234} \end{pmatrix}^t \end{aligned} \quad (\text{D.4})$$

## Annexe D. Calcul du Jacobien

Le jacobien des vitesses linéaires  $\mathcal{J}_v$ , de son côté, est obtenu par la dérivation partielle de la position de l'effecteur  $\mathbf{p}_s^0$  du robot, par rapport aux différentes articulations.

$$\mathcal{J}_{vi} = \frac{\partial \mathbf{p}_s^0}{\partial q_i} = \left( \frac{\partial x_s^0}{\partial q_i} \quad \frac{\partial y_s^0}{\partial q_i} \quad \frac{\partial z_s^0}{\partial q_i} \right)^t, \quad (\text{D.5})$$

avec  $x_s^0$ ,  $y_s^0$  et  $z_s^0$  les coordonnées cartésiennes de l'effecteur du robot, qui peuvent être obtenues à partir du vecteur de translation  $\mathbf{t}_s^0$  contenu dans la matrice de transformation homogène  $\mathcal{T}_s^0$ . Ainsi on obtient les éléments du jacobien des vitesses linéaires en équation (D.6).

$$\begin{aligned} \frac{\partial x_s^0}{\partial q_1} &= s_1(l_1 s_2 - a_0 + l_2 s_{23} + l_3 s_{234}) & \frac{\partial y_s^0}{\partial q_1} &= -c_1(l_1 s_2 - a_0 + l_2 s_{23} + l_3 s_{234}) \\ \frac{\partial x_s^0}{\partial q_2} &= -c_1(l_1 c_2 + l_2 c_{23} + l_3 c_{234}) & \frac{\partial y_s^0}{\partial q_2} &= -s_1(l_1 c_2 + l_2 s_{23} + l_3 s_{234}) \\ \frac{\partial x_s^0}{\partial q_3} &= -c_1(l_2 c_{23} + l_3 c_{234}) & \frac{\partial y_s^0}{\partial q_3} &= -s_1(l_2 s_{23} + l_3 s_{234}) \\ \frac{\partial x_s^0}{\partial q_4} &= -c_1(l_3 c_{234}) & \frac{\partial y_s^0}{\partial q_4} &= -s_1(l_3 s_{234}) \\ \frac{\partial x_s^0}{\partial q_5} &= 0 & \frac{\partial y_s^0}{\partial q_5} &= 0 \\ \frac{\partial z_s^0}{\partial q_1} &= 0 & & \\ \frac{\partial z_s^0}{\partial q_2} &= -l_1 s_2 - l_2 s_{23} - l_3 s_{234} & & \\ \frac{\partial z_s^0}{\partial q_3} &= -l_2 s_{23} - l_3 s_{234} & & \\ \frac{\partial z_s^0}{\partial q_4} &= -l_3 s_{234} & & \\ \frac{\partial z_s^0}{\partial q_5} &= 0 & & \end{aligned} \quad (\text{D.6})$$

# Annexe E Détails du calcul des effets de couplage

## E.1 Effets de couplage

La tâche étant unidimensionnelle, seuls des mouvements sur l'axe vertical  $\vec{z}$  sont souhaités. Or des phénomènes de couplage entre les différents axes peuvent être mis en évidence. c'est-à-dire que des forces le long de l'axe  $\vec{z}$  entraînent des mouvements sur l'ensemble des degrés de liberté. Considérons le cas simplifié où les actions intégrales  $\mathbf{K}_i$  (figure 2.3) sont nulles :

$$\dot{\mathbf{q}}_d = \mathbf{K}_p \mathcal{J}(\mathbf{q})^t \mathbf{f}_e , \quad (\text{E.1})$$

or :

$$\dot{\mathbf{x}} = \mathcal{J}(\mathbf{q}) \dot{\mathbf{q}} , \quad (\text{E.2})$$

en associant les équations (E.1) et (E.2), et en notant la pseudo inverse par l'exposant \* :

$$\begin{aligned} \mathcal{J}(\mathbf{q}_d)^* \dot{\mathbf{x}}_d &= \mathbf{K}_p \mathcal{J}(\mathbf{q})^t \mathbf{f}_e \\ \dot{\mathbf{x}}_d &= \mathcal{J}(\mathbf{q}_d) \mathbf{K}_p \mathcal{J}(\mathbf{q})^t \mathbf{f}_e \end{aligned} \quad (\text{E.3})$$

Pour qu'aucun effet de couplage n'ait lieu, il faudrait que  $\mathcal{J}(\mathbf{q}_d) \mathcal{J}(\mathbf{q})^t$  soit diagonale si  $\mathbf{K}_p = k_p \mathbf{I}$  ou que la matrice jacobienne soit diagonale pour les valeurs articulaires  $\mathbf{q}$  et  $\mathbf{q}_d$ . Or il ne s'agit pas de propriétés du jacobien en robotique, il n'y a donc aucune garantie sur ces diagonalités. Le robot utilisé pour les expériences, le youBot possède 5 articulations, pour le contrôle décrit (section 2.2.1) deux articulations sont maintenues en position fixe, le robot a donc trois degrés de liberté  $(\vec{x}, \vec{z}, \vec{\theta})$ , montrés en figure 2.5 et trois articulations actionnées, d'où  $\mathcal{J} \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$ . Le calcul du jacobien est donné en section D.1, la dernière ligne du jacobien rend la diagonalité impossible, quelles que soient les valeurs articulaires.

Dans le cas où les gains  $\mathbf{k}_p$  seraient tous identiques ( $\mathbf{K}_p = K_p \mathbf{I}$ ), on peut vérifier les effets de couplage résultant des termes hors de la diagonale de  $\mathcal{J}(\mathbf{q}_d) \mathcal{J}(\mathbf{q})^t$ . On considère la matrice jacobienne décrite en section D.1. On signifie par les indices  $a$ ,  $b$  et  $c$ , les consignes articulaires  $\dot{\mathbf{q}}_d$ , et 1, 2 et 3, les mesures articulaires  $\dot{\mathbf{q}}$ . Pour améliorer la lisibilité, on pose les éléments fournis par le système d'équations (E.4), on obtient alors le système d'équations (E.5), dont le détail est donné en équation (E.4).

$$\begin{aligned}
A_{\mathcal{J}} &= (l_2 \sin(q_a + q_b) + l_3 \sin(q_a + q_b + q_c)) \\
B_{\mathcal{J}} &= (l_2 \sin(q_1 + q_2) + l_3 \sin(q_1 + q_2 + q_3)) \\
C_{\mathcal{J}} &= (l_2 \sin(q_a + q_b) + l_1 \sin(q_a) + l_3 \sin(q_a + q_b + q_c)) \\
D_{\mathcal{J}} &= (l_2 \sin(q_1 + q_2) + l_1 \sin(q_1) + l_3 \sin(q_1 + q_2 + q_3)) \\
E_{\mathcal{J}} &= (l_2 \cos(q_1 + q_2) + l_3 \cos(q_1 + q_2 + q_3)) \\
F_{\mathcal{J}} &= (l_2 \cos(q_1 + q_2) + l_1 \cos(q_1) + l_3 \cos(q_1 + q_2 + q_3)) \\
G_{\mathcal{J}} &= (l_2 \cos(q_a + q_b) + l_3 \cos(q_a + q_b + q_c)) \\
H_{\mathcal{J}} &= (l_2 \cos(q_a + q_b) + l_1 \cos(q_a) + l_3 \cos(q_a + q_b + q_c)) \\
I_{\mathcal{J}} &= \sin(q_1 + q_2 + q_3) \\
J_{\mathcal{J}} &= \cos(q_1 + q_2 + q_3) \\
K_{\mathcal{J}} &= -2l_2 \sin(q_1 + q_2) - l_1 \sin(q_1) \\
L_{\mathcal{J}} &= 2l_2 \cos(q_1 + q_2) + l_1 \cos(q_1)
\end{aligned} \tag{E.4}$$

$$\begin{aligned}
&\mathcal{J}(q_d)\mathcal{J}(q)^t \\
&= \begin{pmatrix} -l_1 s_a - l_2 s_{ab} - l_3 s_{abc} & -l_2 s_{ab} - l_3 s_{abc} & -l_3 s_{abc} \\ l_1 c_a + l_2 c_{ab} + l_3 c_{abc} & l_2 c_{ab} + l_3 c_{abc} & l_3 c_{abc} \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} -l_1 s_1 - l_2 s_{12} - l_3 s_{123} & l_1 c_1 + l_2 c_{12} + l_3 c_{123} & 1 \\ -l_2 s_{12} - l_3 s_{123} & l_2 c_{12} + l_3 c_{123} & 1 \\ -l_3 s_{123} & l_3 c_{123} & 1 \end{pmatrix} \\
&= \begin{pmatrix} A_{\mathcal{J}}B_{\mathcal{J}} + C_{\mathcal{J}}D_{\mathcal{J}} + l_3^2 s_{abc}I_{\mathcal{J}} & -E_{\mathcal{J}}A_{\mathcal{J}} - C_{\mathcal{J}}F_{\mathcal{J}} + l_3^2 s_{abc}J_{\mathcal{J}} & -2l_2 s_{ab} - l_1 s_a - 3l_3 s_{abc} \\ -G_{\mathcal{J}}B_{\mathcal{J}} - D_{\mathcal{J}}H_{\mathcal{J}} - l_3^2 c_{abc}I_{\mathcal{J}} & G_{\mathcal{J}}E_{\mathcal{J}} + H_{\mathcal{J}}F_{\mathcal{J}} + l_3^2 c_{abc}J_{\mathcal{J}} & 2l_2 c_{ab} + l_1 c_a + 3l_3 c_{abc} \\ K_{\mathcal{J}} - 3l_3 I_{\mathcal{J}} & L_{\mathcal{J}} + 3l_3 J_{\mathcal{J}} & 3 \end{pmatrix} \tag{E.5}
\end{aligned}$$

Un système à 6 équations et 6 variables se pose alors pour vérifier la diagonalité de la matrice  $\mathcal{J}(q_d)\mathcal{J}(q)^t$ . Si l'on prend les valeurs des longueurs données par KUKA (en mètre), c'est-à-dire :  $l_1 = 0.155$ ,  $l_2 = 0.135$  et  $l_3 = 0.113$ , alors le problème n'admet aucune solution. Il n'existe donc aucune configuration pour laquelle  $\mathcal{J}(q_d)\mathcal{J}(q)^t$  est diagonale. Si l'on compare les éléments de la diagonale et hors de la diagonale de l'équation (E.5), qui ont un effet sur  $x$ , on peut étudier l'amplitude des phénomènes de couplages comparativement aux effets de transmission souhaités, dans l'équation (E.3). On pose alors l'équation unidimensionnelle (E.6).

$$\begin{aligned}
\ddot{x}_d = K_p \left( (A_{\mathcal{J}}B_{\mathcal{J}} + C_{\mathcal{J}}D_{\mathcal{J}} + l_3^2 s_{abc}I_{\mathcal{J}})f_x + (-E_{\mathcal{J}}A_{\mathcal{J}} - C_{\mathcal{J}}F_{\mathcal{J}} + l_3^2 s_{abc}J_{\mathcal{J}})f_z \right. \\
\left. + (-2l_2 s_{ab} - l_1 s_a - 3l_3 s_{abc})\tau_{\theta} \right) \tag{E.6}
\end{aligned}$$

En faisant la supposition que l'erreur de trainage entre  $q_d$  et  $q$  est négligeable, on peut écrire (E.6) sous une nouvelle forme, en notant  $x_d^t$  et  $x_d^c$ , respectivement les effets souhaités et les effets de couplages sur la consignes en  $x$ .

$$x_d^t = K_p (A_{\mathcal{J}}^2 + C_{\mathcal{J}}^2 + (l_3 s_{abc})^2) f_x \tag{E.7}$$

$$\begin{aligned}
x_d^c = -K_p \left( l_1^2 \frac{s_{2a}}{2} + l_2^2 s_{2(ab)} + 3l_3^2 \frac{s_{2(abc)}}{2} + l_1 l_2 s_{2ab} + l_1 l_3 s_{2abc} + 2l_2 l_3 s_{2(ab)c} \right) f_z \\
- K_p (2l_2 s_{ab} + l_1 s_a + 3l_3 s_{abc}) \tau_{\theta} \tag{E.8}
\end{aligned}$$

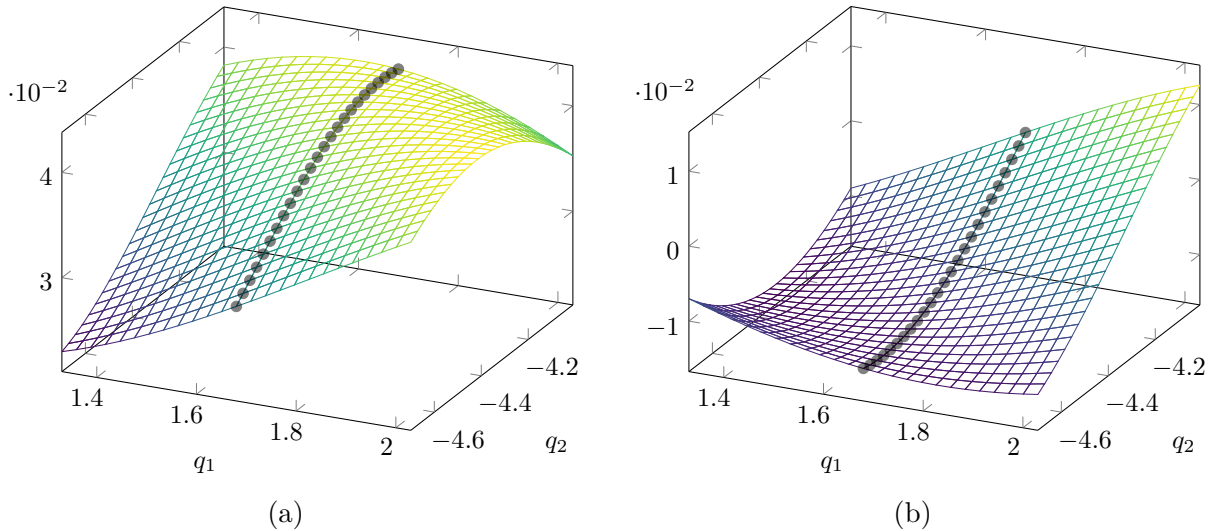


FIG. E.1 : Variations des termes matriciels de (E.5), pour  $q_3 = 1.5$ . La position articulaire  $q_1 = 1.68$  est signalée par des marqueurs circulaires. (a) Termes de la diagonale influençant la position en  $x$ , (b) termes de couplages en  $x$  qui sont multipliés par  $f_z$ . Les positions articulaires sont données en radians.

La figure E.1b montre la variation du terme non linéaire entre  $K_p$  et  $f_z$  en (E.8) en fonction des valeurs articulaires. La valeur de la dernière articulation actionnée a été fixée à sa valeur  $q_0$  définie dans la section 2.2.1.d, et les valeurs des deux autres articulations ont été limitées à  $\pm 20^\circ$  autour de la configuration  $\mathbf{q}_0$ . On voit que les effets de couplage sont effectivement inférieurs à ce qui est observé dans la diagonale (figure E.1a), mais qu'ils restent d'un ordre de grandeur similaire. De plus, il est important de noter que le terme de couplage montré ne prend en compte ni l'amplitude de la force  $f_z$ , à priori plus élevée que  $f_x$  lors de la tâche, ni l'ajout du terme de couplage associé aux couples  $\tau_\theta$ .

La mise en place expérimentale de la stratégie de contrôle articulaire décrite par X. Lamy et al. (2009) est venue valider cette analyse. Les effets de couplages ne permettaient pas un contrôle intuitif du robot, à cause de la génération de mouvements non souhaités. Ces phénomènes avaient même tendance à donner la sensation d'une co-manipulation avec un robot doué d'une "volonté propre". Les mouvements sur l'axe  $\vec{x}$  doivent donc être restreints.

## E.2 Guide virtuel

Une solution envisageable pour limiter les mouvements à l'axe vertical  $\vec{z}$ , réside dans l'utilisation d'un guide virtuel, notamment décrit dans les travaux de thèse de S. Sanchez Restrepo (2018). Toutefois, l'utilisation de guides virtuels pour générer des forces sur les autres axes, et limiter le mouvement à l'axe principal  $\vec{z}$ , entrainerait alors des effets résiduels sur la transparence, toujours à cause des effets de couplage. Une implémentation expérimentale de cette solution détaillée en figure E.2 a permis d'observer une dégradation de la transparence.



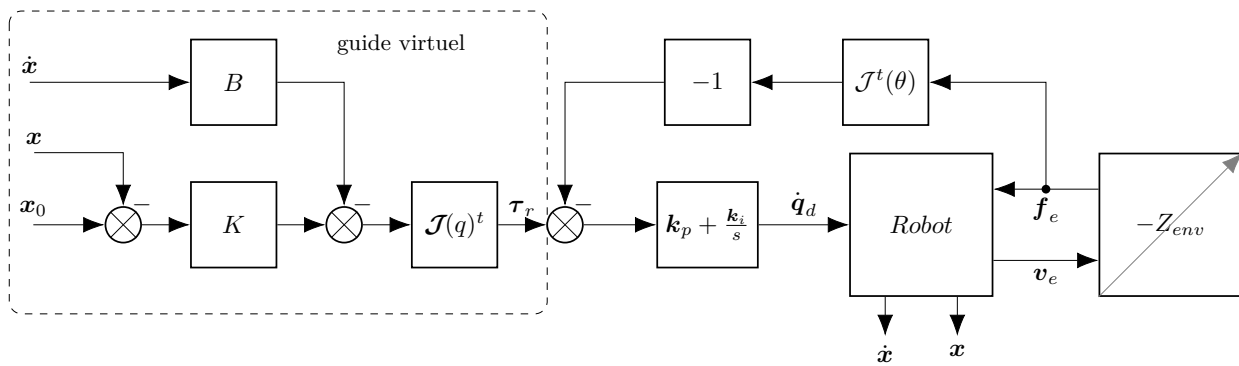


FIG. E.2 : Ajout d'un guide virtuel (Proportionnel Dérivé) à la boucle de transparence

# Annexe F Effets de l'erreur de trainage

L'erreur de trainage montrée dans l'équation (2.16), entraîne des effets indésirables sur tous les axes. Sur l'axe  $\boldsymbol{x}$ , l'erreur cartésienne  $\dot{x}_\epsilon$ , peut être estimée en prenant la première ligne du jacobien  $\mathcal{J}$  multipliée par l'erreur de trainage  $\dot{\boldsymbol{q}}_\epsilon$  sur les 3 articulations.

$$\dot{x}_\epsilon = \begin{pmatrix} -l_1 s_1 - l_2 s_{12} - l_3 s_{123} & -l_2 s_{12} - l_3 s_{123} & -l_3 s_{123} \end{pmatrix} \dot{\boldsymbol{q}}_\epsilon \quad (\text{F.1})$$

Si l'on considère une erreur de trainage égale sur chaque articulation, que l'on nomme  $\dot{q}_\epsilon$ , et qu'on fixe les angles à leur position  $\boldsymbol{q}_0$ , alors comme le montre l'équation (F.2) on obtient un coefficient qui est multiplié par  $\dot{q}_\epsilon$ . Ce coefficient pour les valeurs données en figure E.1 vaut 0.279, ce qui revient à dire, que dans le cas considéré, plus d'un quart de l'erreur de trainage articulaire est directement projeté en vitesse cartésienne sur l'axe  $\boldsymbol{x}$ .

$$\dot{x}_\epsilon = -(l_1 s_1 + l_2 s_{12} + l_3 s_{123} + l_2 s_{12} + l_3 s_{123} + l_3 s_{123}) \dot{q}_\epsilon \quad (\text{F.2})$$



# Annexe G Réglage des boucles de contrôles internes du robot

Ces boucles ont été les premières à être corrigées, depuis les plus rapides (boucles de courant ou couple) aux plus lentes (boucles de vitesse angulaire). La correction a été réalisée en observant la comportement critique des différentes articulations en boucle fermée, avec une méthode inspirée par les réglages proposés initialement par J. G. Ziegler et N. B. Nichols (1942).

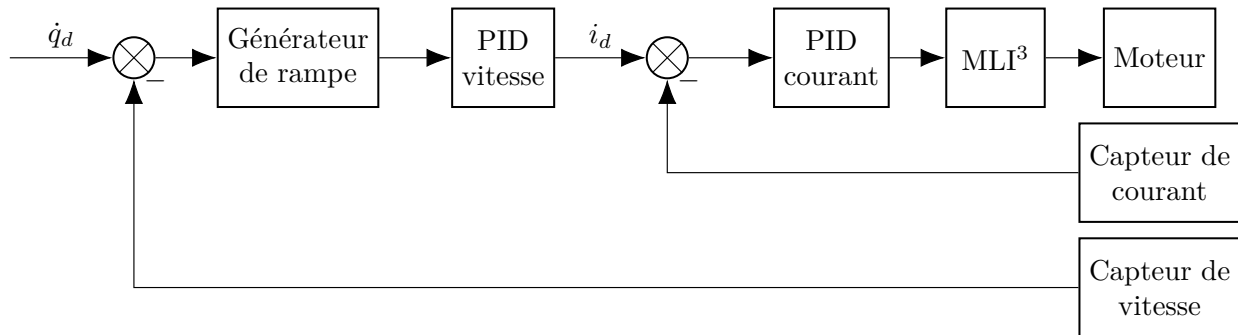


FIG. G.1 : Schéma de contrôle cascade proposé par les pilotes moteurs implantés sur le youBot, pour un moteur (TRINAMIC 2011), et une régulation en vitesse

Les boucles de courant sont soumises à des bruits importants, aussi, le choix de correcteurs sans action dérivée a été fait, pour obtenir une correction proportionnelle-intégrale (G.1). Le cahier des charges a été défini tel que la réponse à un échelon de consigne soit la plus rapide possible ( $t < 1$  ms), sans erreur statique et avec un dépassement inférieur à 10 %. Conformément à la méthode de J. G. Ziegler et N. B. Nichols (1942), le gain proportionnel est réglé seul dans un premier temps jusqu'à obtenir un régime critique, et donc oscillatoire dont on relève la période  $T_c$ . Le gain proportionnel  $K_{pc}$  est alors divisé par deux et le paramètre  $T_{ic}$  de l'action intégrale est estimé à partir de  $T_c$ . La réponse a ensuite été ajustée par essais-erreurs pour essayer d'améliorer les performances, tout en essayant d'éviter les saturations de courant. Les valeurs de gains des correcteurs obtenues sont exposées dans le tableau G.1.

$$C_{PI}(s) = K_{pc} \left( 1 + \frac{1}{T_{ic}s} \right) = K_c + \frac{K_{ci}}{\delta t_{PIc}} s^{-1} \quad (\text{G.1})$$

Comme on peut le constater sur la documentation des pilotes moteurs (TRINAMIC 2011, Chapitre 12.3), la période d'échantillonnage des régulateurs de courant  $\delta t_{PIc}$  est par défaut de 100  $\mu$ s et les gains saisis sont divisés par des coefficients tels que  $K_c = P_{PARAMi}/2^8$  et  $K_{ci} = I_{PARAMi}/2^{18}$ , pour une correction discrète montrée en figure G.2 définie par la fonction de transfert discrète (G.2).

<sup>0</sup>MLI : modulation à largeur d'amplitude, aussi connue sous l'acronyme anglais PWM pour *pulse width modulation*.

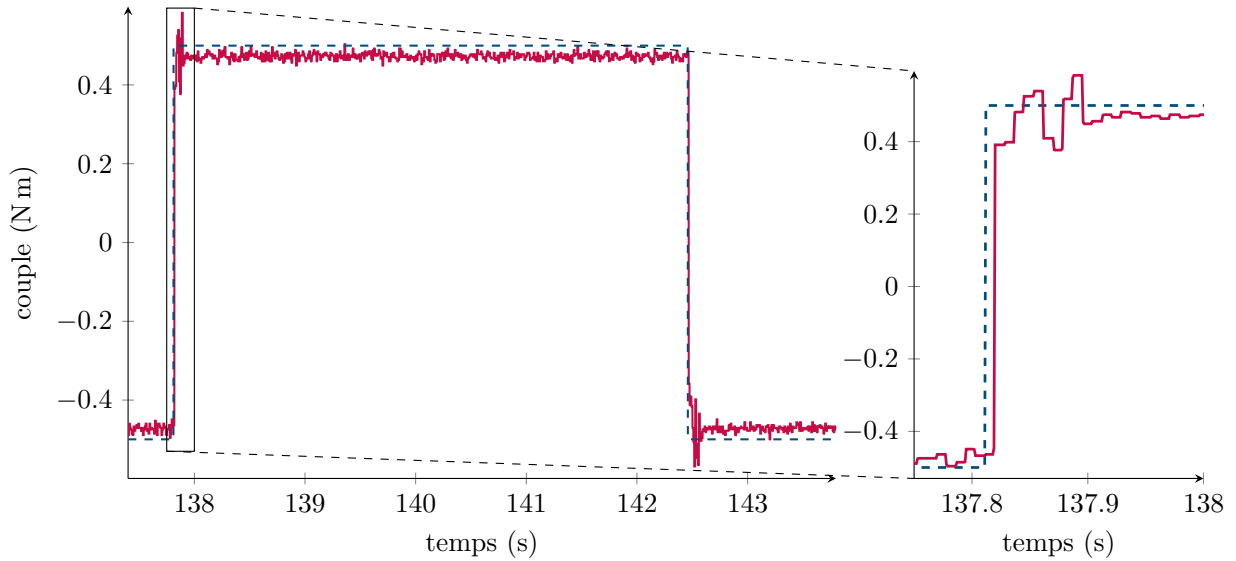


FIG. G.2 : Réponse en couple à un échelon de la quatrième articulation, en contact avec du polystyrène pour les valeurs de couples négatives. Les données mesurées ne sont fournies qu'à 1 kHz.

$$C_{PI}(z) = K_c + K_{ci} \frac{z}{z-1} \quad (\text{G.2})$$

Le réglage de la correction des vitesses articulaires a suivi un processus équivalent (voir figure G.3) en suivant les recommandations faites par W. S. Newman (1992) et X. Lamy (2011). Il est important de noter, qu'en plus du correcteur proportionnel proposé par X. Lamy (2011), une action intégrale a été ajoutée. En effet, dans un second temps, après la mise en place d'un contrôle en admittance, des dérives ont été constatées lorsque le robot était laissé libre de ses mouvements, sans forces d'interaction. L'ajout de l'action intégrale sur la boucle interne en vitesse a permis de réduire ces comportements sans constat d'impacts négatifs lors des interactions physiques.

La période d'échantillonnage des régulateurs de vitesse articulaire  $\delta t_{PIv}$  est par défaut de 1 ms et les gains saisis sont divisés par des coefficients tels que  $K_v = P_{PARAMv}/2^8$  et  $K_{vi} = I_{PARAMv}/2^{16}$ . De plus, pour simplifier le contrôle ainsi que sa modélisation, le générateur de rampe proposé par TRINAMIC (2011) a été désactivé. Cette limitation proposée par le constructeur permet de limiter les variations de vitesses, notamment lorsque le robot est contrôlé en position, pour permettre des trajectoires plus lissées.

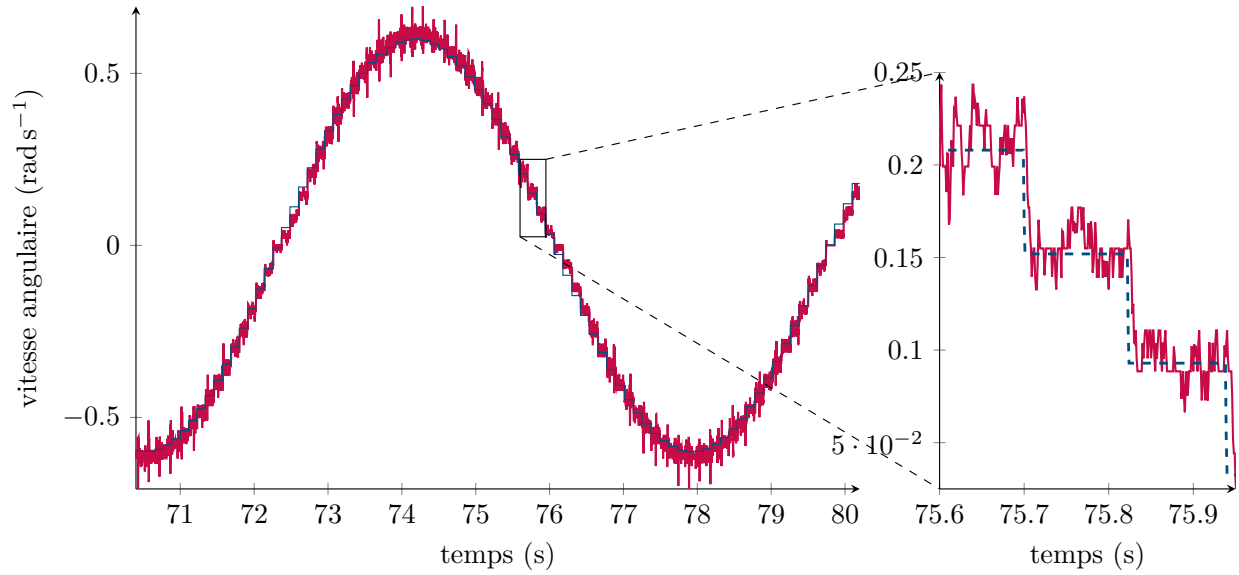


FIG. G.3 : Réponse en vitesse angulaire de la quatrième articulation, en position tendue verticale, sans contact physique. Les données mesurées ne sont fournies qu'à 1 kHz.

Articulations	J°2	J°3	J°4
$P_{PARAMi}$	1500	1450	950
$I_{PARAMi}$	10000	34000	12288
$P_{PARAMv}$	2500	2000	500
$I_{PARAMv}$	3000	3000	256

TAB. G.1 : Valeurs implémentées dans les pilotes moteurs à travers le paquet ROS dédié au youBot.



# Annexe H Réseaux de neurones récurrents à mémoire court et long terme (LSTM)

Une cellule LSTM classique se compose de 3 portes. Chacun de ces niveaux se compose d'une ou deux fonction d'activation  $f_a$  (sigmoïde ou tangente hyperbolique), d'une matrice de gain  $\mathbf{W}_i$  et d'un vecteur de biais  $\mathbf{b}_i$  pour chaque fonction, sous la forme suivante  $f_a(\mathbf{W}_i \mathbf{e}_t + \mathbf{b}_i)$ , avec  $\mathbf{e}$  le vecteur du signal d'entrée. Par ailleurs l'une des particularités des cellules LSTM est qu'elles contiennent deux états, celui de la cellule  $\mathbf{c}_t$  et l'état caché  $\mathbf{h}_t$ . Ce dernier état est concaténé au vecteur d'entrée du pas suivant  $\mathbf{x}_{t+1}$ , autrement dit l'ancien état caché et regroupé avec l'entrée de la cellule  $\mathbf{e}_t = [\mathbf{h}_{t-1}, \mathbf{x}_t]$ .

La première porte appelée porte d'oubli permet de se débarrasser d'anciennes données, à l'aide d'une fonction d'activation sigmoïdique qui fournit un facteur d'oubli compris entre 0 et 1 pour sélectionner partiellement des informations du précédent état de la cellule.

$$\mathbf{f}_t = \sigma(\mathbf{W}_f \mathbf{e}_t + \mathbf{b}_f) \quad (\text{H.1})$$

La porte suivante, dite d'entrée, se compose de deux couches. La première,  $\mathbf{i}_t$ , permet de définir les valeurs qui seront mises à jour, à l'aide aussi de la fonction sigmoïde et la seconde,  $\tilde{\mathbf{c}}_t$ , permet de soumettre un vecteur de candidats pour mettre à jour l'état de la cellule, cette fois à l'aide de la tangente hyperbolique.

$$\mathbf{i}_t = \sigma(\mathbf{W}_i \mathbf{e}_t + \mathbf{b}_i) \quad (\text{H.2})$$

$$\tilde{\mathbf{c}}_t = \tanh(\mathbf{W}_c \mathbf{e}_t + \mathbf{b}_c) \quad (\text{H.3})$$

L'ancien état de la cellule  $\mathbf{c}_{t-1}$  est alors mis à jour en utilisant des opérations élémentaires, d'abord avec le produit de Hadamard, noté  $\odot$ , pour oublier une partie des états, puis en y ajoutant le vecteur des nouveaux candidats.

$$\mathbf{c}_t = \mathbf{f}_t \odot \mathbf{c}_{t-1} + \mathbf{i}_t \odot \tilde{\mathbf{c}}_{t-1} \quad (\text{H.4})$$

Finalement la porte de sortie est une version filtrée et combinée des deux états de la cellule, comme montré sur l'équation (H.6).

$$\mathbf{o}_t = \sigma(\mathbf{W}_o \mathbf{e}_t + \mathbf{b}_o) \quad (\text{H.5})$$

$$\mathbf{h}_t = \mathbf{o}_t \odot \tanh(\mathbf{c}_t) \quad (\text{H.6})$$



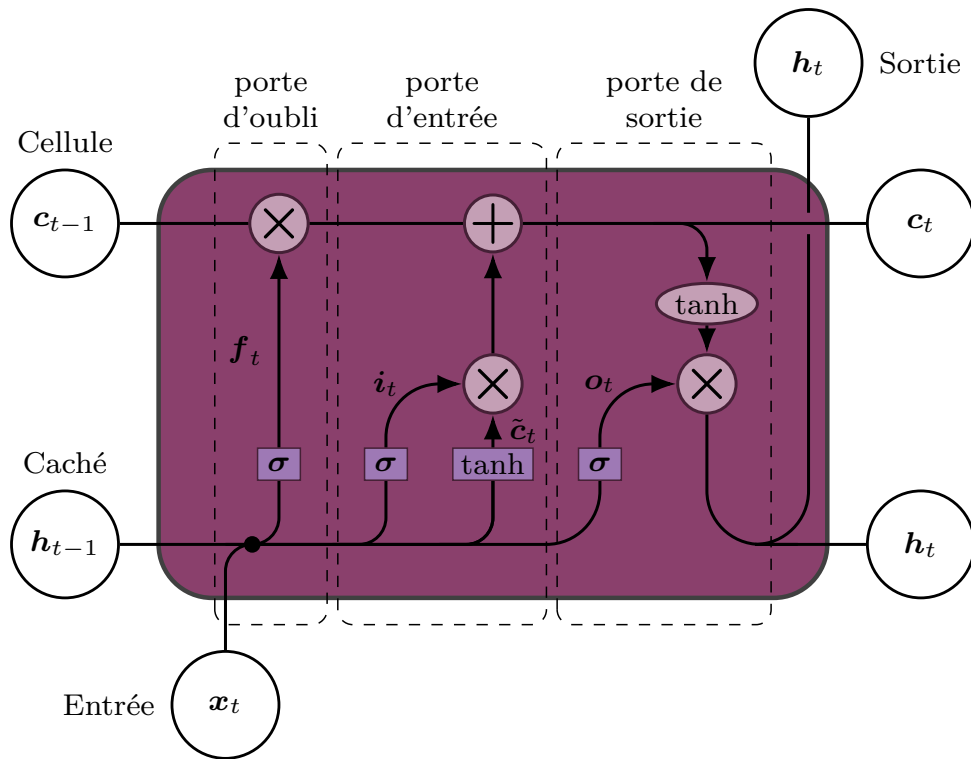


FIG. H.1 : Architecture LSTM classique, les couches neuronales sont représentées par les rectangles violets, et les opérateurs élémentaires sont représentés par des ellipses ou cercles gris. Le point noir indique la concaténation de  $h_{t-1}$  et  $x_t$ .

# Annexe I Discrétisation du modèle KBM

Le modèle du second ordre KBM peut être discrétisé avec un bloqueur d'ordre zéros avec la formule (I.1) :

$$G(z) = (1 - z^{-1}) \mathcal{Z} \left\{ \mathcal{L}^{-1} \frac{G(s)}{s} \right\} \quad (\text{I.1})$$

Dans le cas d'un modèle du second ordre on obtient alors la relation (I.2), avec la pulsation naturelle  $\omega_0 = \sqrt{K/M}$ , le coefficient d'amortissement  $\xi = \frac{B}{2\sqrt{KM}}$ , et le gain statique  $\alpha = 1/K$ . La transformée en  $z$  de cette relation temporelle est donnée par (I.3), en notant  $\Delta = \sqrt{1 - \xi^2}$  et  $A = \sin(\omega_0 \Delta T - \cos^{-1}(\xi))$ .

$$\begin{aligned} \mathcal{L}^{-1} \left[ \frac{1}{s(K + Bs + Ms^2)} \right] &= \mathcal{L}^{-1} \left[ \frac{\alpha \omega_0^2}{s(\omega_0^2 + 2\xi\omega_0 s + s^2)} \right] \\ &= \alpha \left( 1 - \frac{e^{-\xi\omega_0 t}}{\sqrt{1 - \xi^2}} \sin \left( \omega_0 \sqrt{1 - \xi^2} t - \cos^{-1}(\xi) \right) \right) \end{aligned} \quad (\text{I.2})$$

$$\begin{aligned} G(z) &= (1 - z^{-1}) \alpha \left( \frac{z}{z - 1} - \frac{1}{\sqrt{1 - \xi^2}} \frac{z^2 \sqrt{1 - \xi^2} + ze^{-\xi\omega_0 T} \sin(\omega_0 \sqrt{1 - \xi^2} T - \cos^{-1}(\xi))}{z^2 - 2ze^{-\xi\omega_0 T} \cos(\omega_0 \sqrt{1 - \xi^2} T) + e^{-2\xi\omega_0 T}} \right) \\ &= \frac{\alpha z \left( \Delta \left( 1 - 2e^{-\xi\omega_0 T} \cos(\omega_0 \Delta T) \right) - e^{-\xi\omega_0 T} \sin(A) \right) + e^{-\xi\omega_0 T} \sin(A) + \Delta e^{-2\xi\omega_0 T}}{\Delta \left( z^2 - 2ze^{-\xi\omega_0 T} \cos(\omega_0 \Delta T) + e^{-2\xi\omega_0 T} \right)} \end{aligned} \quad (\text{I.3})$$

On reconnait alors la forme (3.31) avec :

$$\begin{cases} a_0 &= e^{-2\xi\omega_0 T} \\ a_1 &= -2e^{-\xi\omega_0 T} \cos(\omega_0 \Delta T) \\ b_0 &= \frac{\alpha}{\Delta} e^{-\xi\omega_0 T} \sin(A) + \alpha e^{-2\xi\omega_0 T} \\ b_1 &= \alpha \left( 1 - e^{-\xi\omega_0 T} \left( 2 \cos(\omega_0 \Delta T) + \frac{1}{\Delta} \sin(A) \right) \right) \end{cases} \quad (\text{I.4})$$



# Annexe J Matériel

## J.1 Robot

Pour ces travaux un petit robot articulé, anciennement commercialisé par Kuka<sup>TM</sup> sous le nom de youBot arm (figure J.1), est utilisé. Avec ses 5 articulations rotoïdes, le youBot fonctionne avec des moteurs sans balais proposés par Maxon<sup>TM</sup>, d'une puissance comprise entre 15 W et 50 W, qui sont pilotés par des cartes électroniques conçues par Trinamic<sup>TM</sup> (TRINAMIC 2011) et reliés à des engrenages épicycloïdaux pour augmenter les couples. Ce robot articulé (65.5 cm tendu) n'a pas de vocations industrielles, mais est plutôt orienté pour des applications en recherche. En effet, de par ses faibles dimensions et ses flexibilités, le robot est assez peu dangereux, et son interface de programmation (API<sup>1</sup>) ouverte permet d'accéder à des niveaux de contrôle assez avancés. De plus, il peut être manipulé hors tension de manière relativement réversible<sup>2</sup>. Le constructeur conseille de ne pas dépasser la charge utile de 500 g, et indique une répétabilité positionnelle de 0.1 mm.

Le système de pince motorisée a été retiré pour les expériences, et une interface peut être fixée sur le robot pour offrir une poignée permettant de le manipuler par son extrémité, sans générer de moments importants sur le capteur d'efforts.

L'interface de programmation mise à disposition par Kuka est disponible en C++, et permet d'envoyer des consignes et réglages aux différents pilotes des moteurs. La dernière version de cette API est disponible sur GitHub<sup>3</sup> et fonctionne sur un système Linux en connexion avec le robot via une liaison Ethernet et le protocole EtherCat. L'ensemble de cette interface programmée en logique objet est détaillé dans la documentation de J. Paulus (2013).

## J.2 Capteurs

Que ce soit pour réaliser le contrôle en admittance décrit au chapitre 2, ou pour effectuer les estimations d'impédance mécanique de personnes manipulant le robot (chapitre 3), des capteurs sont nécessaires pour obtenir les forces d'interaction  $\mathbf{f}_e$  entre l'effecteur final du robot et la main de l'utilisateur, et aussi les positions dans l'espace de la poignée du robot, et donc indirectement de la main des manipulateurs.

### J.2.1 Capteur de forces et couples

La marque ATI offre une gamme de capteurs de force six axes pensés pour la robotique. Le Mini45 et ses dimensions compactes, un diamètre de 45 mm pour une hauteur de 15.7 mm, offrent une solution classique en robotique (A. Ajoudani et al. 2011 ; A. Cherubini et al. 2019). Avec un poids de moins de 100 g, il peut facilement être équipé sur le youBot. Il fonctionne grâce à des jauges de contraintes en silicone qui permettent d'estimer les efforts sentis par le

---

<sup>1</sup>*Application Programming Interface*

<sup>2</sup>Les frottements des moteurs, réducteurs et transmissions (et toutes autres sources d'irréversibilité) gênent pour obtenir une transparence mécanique importante en l'absence de contrôle du robot.

<sup>3</sup>[https://github.com/youbot/youbot\\_driver](https://github.com/youbot/youbot_driver)

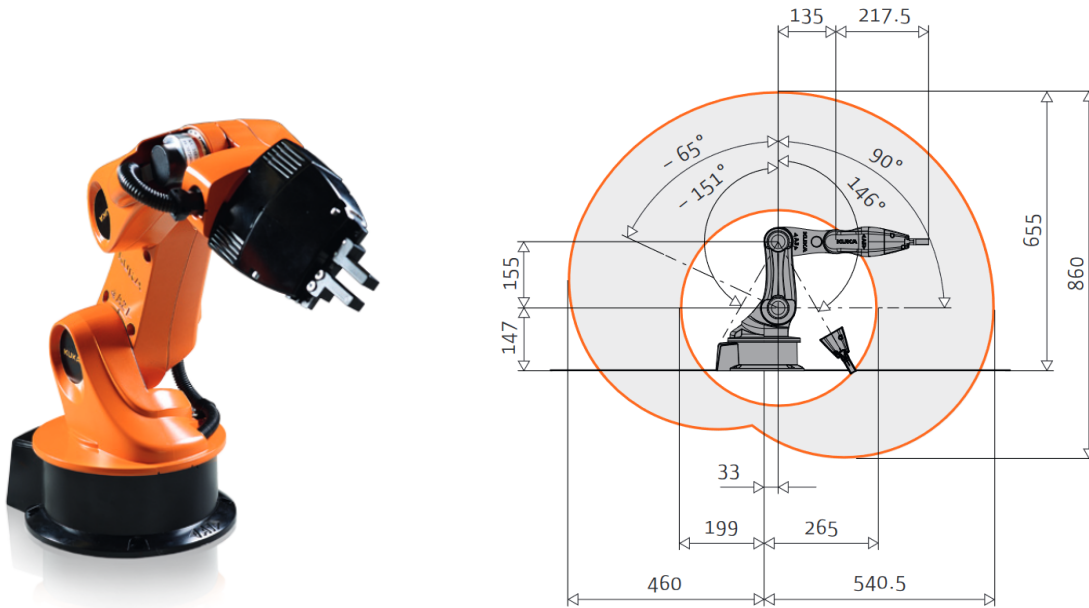


FIG. J.1 : YouBot

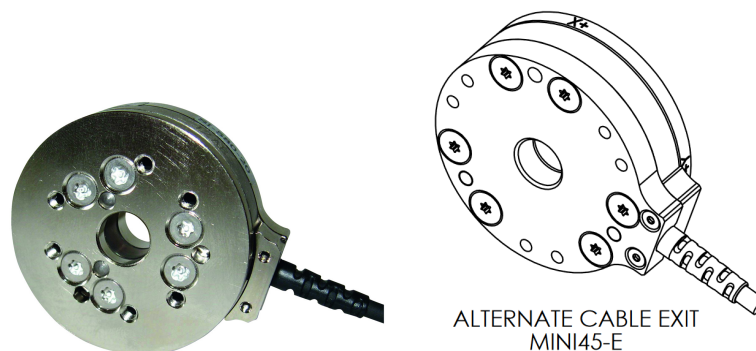


FIG. J.2 : ATI Mini45

capteur aussi bien aux niveaux linéaires qu'angulaires, fournissant ainsi le vecteur complet de forces et couples avec une fréquence de fonctionnement interne de 3 kHz.

La documentation technique du capteur indique des résolutions de 0.125 N pour les forces, de 1.3 mN m pour le couple le long de l'axe  $\bar{z}$ , colinéaire au cylindre formé par le capteur, et de 2.7 mN m pour les deux autres couples. Les données acquises par le capteur sont transmises dans un boîtier permettant la communication du capteur avec des équipements externes grâce à une liaison Ethernet et le protocole orienté temps réel, Ethercat.

Une fois le capteur installé entre l'effecteur final du robot et la poignée, une partie de son poids, ainsi que celui de la poignée sont perçus par le capteur. De plus, chaque axe souffre d'un biais ayant une dépendance à la température, et il s'est avéré que le capteur était aussi sensible à la lumière. Cette dernière problématique a été contrecarrée en plaçant du papier adhésif opaque sur les zones sensibles. La compensation des biais ainsi que du poids perçu en l'absence d'interaction doit être réalisée avant chaque interaction par une phase de calibration

qui peut être effectuée dans une position statique connue du robot. Les effets dynamiques ont été évalués et sont négligeables, leur compensation n'est donc pas réalisée pour limiter les temps de calculs.

## J.2.2 Compensation des biais du capteur d'efforts

Les données du capteur d'efforts sont victimes de biais  $\mathbf{b}_{f/\tau}$  dont la dynamique est toutefois suffisamment lente pour permettre une manipulation du robot sans avoir à les corriger en ligne. Ces biais sont donc compensés à chaque nouvelle manipulation dont la durée n'excède pas 10 min. Il faut aussi prendre en compte le poids et les autres effets dynamiques provoqués par la poignée  $\mathbf{f}_p$ . On peut alors écrire les données retournées par le capteur sous la forme suivante :

$$\mathbf{f}_s(t) = \mathbf{f}_e^s(t) + \mathbf{f}_p(t) + \mathbf{b}_{f/\tau} \quad (\text{J.1})$$

Les biais  $\mathbf{b}_{f/\tau} \in \mathbb{R}^{6 \times 1}$  sont supposés parfaitement statiques pour chaque axe. Pour la poignée, seuls les effets liés à la gravité sont pris en compte, on peut donc considérer qu'ils ne varient qu'en fonction de l'orientation de l'effecteur et donc que des données articulaires du robot, d'où  $\mathbf{f}_p(t) \approx \mathbf{f}_p(q) \in \mathbb{R}^{6 \times 1}$ . Cette considération est directement liée à la géométrie de la poignée, dont la masse  $m_p$  et la longueur<sup>4</sup>  $l_p$  peuvent être déterminées à partir des données des fichiers de conception ou identifiées à partir de mesures.

Ainsi, pour identifier ces éléments géométriques, on peut donner au robot des trajectoires et poses à réaliser en l'absence de contact sur l'effecteur final, avec des vitesses lentes. De cette manière, les forces d'interactions  $\mathbf{f}_e^s$  sont presque nulles, les effets centrifuges et de Coriolis étant négligeables pour de faibles accélérations avec les caractéristiques physiques de la poignée comparativement aux forces d'interaction attendues. On peut alors facilement poser le système suivant, avec  $\mathcal{R}$  la matrice de rotation entre la base du robot et l'effecteur final, et  $\mathbf{g} = [0 \ 0 \ g]^t$  le vecteur de l'accélération statique :

$$\mathbf{f}_s(\mathbf{q}, t) = \mathbf{b}_f + \mathcal{R}(\mathbf{q})\mathbf{g} \cdot m_p + \mathbf{f}_e^s(t) \quad (\text{J.2})$$

On peut, à partir de l'ensemble des mesures  $\mathbf{f}_s$  effectuées, conduire une identification de la masse  $m_p$  avec une méthode des moindres carrés, en écrivant le vecteur d'état  $\boldsymbol{\xi}_f = [b_{fx} \ b_{fy} \ b_{fz} \ m_p]^t$  :

$$\mathbf{f}_s(\mathbf{q}, t) = \begin{bmatrix} \mathbf{I}_{3 \times 3} & \mathcal{R}(\mathbf{q})\mathbf{g} \end{bmatrix} \boldsymbol{\xi}_f + \boldsymbol{\epsilon}_f = \boldsymbol{\phi}_{3 \times 4} \boldsymbol{\xi}_f + \boldsymbol{\epsilon}_f \quad (\text{J.3})$$

$$\boldsymbol{\xi}_f = \left( \boldsymbol{\phi}^t \boldsymbol{\phi} \right)^{-1} \boldsymbol{\phi}^t \mathbf{f}_s + \boldsymbol{\rho}_f, \quad (\text{J.4})$$

avec  $\boldsymbol{\epsilon}_f \in \mathbb{R}^{3 \times 1}$  le vecteur regroupant le bruit blanc et les effets dynamiques négligés et  $\boldsymbol{\rho}_f = \left( \boldsymbol{\phi}^t \boldsymbol{\phi} \right)^{-1} \boldsymbol{\phi}^t \boldsymbol{\epsilon}_f$  la minimisation de l'erreur quadratique.

On peut ensuite déterminer le bras de levier  $l_p$  avec une méthode similaire en notant la relation :

$$\boldsymbol{\tau}_s(\mathbf{q}, t) = \mathbf{b}_\tau + \mathcal{R}(\mathbf{q})\mathbf{g} \times \begin{bmatrix} 0 & 0 & m_p \end{bmatrix}^t \cdot l_p + \boldsymbol{\tau}_e^s(t), \quad (\text{J.5})$$

---

<sup>4</sup>entre les centres de masse du capteur de force et de la poignée

et à partir des mesures de couples  $\boldsymbol{\tau}_s$  effectuées, conduire l'identification de  $l_p$  avec un nouveau vecteur d'état  $\boldsymbol{\xi}_\tau = [b_{\tau x} \ b_{\tau y} \ b_{\tau z} \ l_p]^t$  :

$$\boldsymbol{\tau}_s(\mathbf{q}, t) = [\mathbf{I}_{3 \times 3} \ \mathcal{R}(\mathbf{q})\mathbf{g} \times [0 \ 0 \ m_p]^t] \boldsymbol{\xi}_\tau + \boldsymbol{\epsilon}_\tau = \boldsymbol{\phi}_{3 \times 4} \boldsymbol{\xi}_\tau + \boldsymbol{\epsilon}_\tau \quad (\text{J.6})$$

$$\boldsymbol{\xi}_\tau = (\boldsymbol{\phi}^t \boldsymbol{\phi})^{-1} \boldsymbol{\phi}^t \boldsymbol{\tau}_s + \boldsymbol{\rho}_\tau. \quad (\text{J.7})$$

Les données géométriques de masse  $m_p$  et de longueur  $l_p$  ne varient pas contrairement aux biais, elles ne sont donc pas à estimer de nouveau.

Pour chaque nouvelle expérience, les biais peuvent être estimés simplement en maintenant le robot dans sa position initiale brièvement (1 s) afin de récolter suffisamment de données pour une identification par la méthode des moindres carrés, en soustrayant l'effet du poids de la poignée, dont tous les paramètres sont connus.

Pour la poignée utilisée :

$$\begin{aligned} m_p &= 0.1096 \text{kg} \\ l_p &= 0.0103 \text{m} \end{aligned} \quad (\text{J.8})$$

### J.2.3 Système de vision

A cause des flexibilités présentées par le robot, notamment lors d'interactions physiques, l'utilisation des données articulaires en position, acquises grâce à des encodeurs au niveau des moteurs, n'est pas suffisamment fiable, pour obtenir la position de l'effecteur final grâce au modèle géométrique du robot (voir annexe C pour le modèle géométrique direct du youBot). Un système de vision externe est donc utilisé.

Le système de trois caméras V120 :Trio, commercialisé par Optitrack avec le logiciel Motive, permet de localiser des objets dans l'espace grâce à des marqueurs rétro-réfléchissants. En positionnant au moins trois marqueurs, le système permet de donner non seulement la position mais aussi la pose d'un corps rigide. Le système de vision fonctionne en émettant de la lumière infrarouge et en observant la réflexion des marqueurs. Par conséquent, toute source de lumière infrarouge, et toutes les surfaces reflétant de l'infrarouge doivent être masquées (soit physiquement avec des occultants, soit au niveau logiciel si les sources sont fixes par rapport à la caméra), pour un fonctionnement nominal de l'équipement.

Les ingénieurs d'Optitrack recommandent de placer entre 4 et 12 marqueurs de manière asymétrique, sur chaque corps rigide devant être traqué. Cette redondance permet non seulement d'améliorer la précision des algorithmes de triangulation, mais aussi offre de la robustesse à d'éventuelles dissimulations des marqueurs. Il est toutefois déconseillé de dépasser plus de 10 marqueurs, à cause de potentiels chevauchements des surfaces réfléchissantes. Le système de trois caméras est fixé à un trépied placé sur un support fixe à une hauteur surélevée par rapport à celle du robot et une distance légèrement supérieure à 1 m.

Le système offre une précision submillimétrique, le logiciel de traquage Motive annonce jusqu'à 0.2 mm, avec une fréquence de fonctionnement de 120 Hz et une latence comprise entre 8.33 ms et 10 ms, dont il faudra tenir compte par la suite. Un repère composé de trois marqueurs est positionné entre le robot et la caméra, et sert pour le calibrage du plan pour



FIG. J.3 : V120 :Trio

le calcul de la triangulation. Toutefois, ce premier calibrage n'est pas suffisant pour que les données soient dans la même base que le robot.

Pour synchroniser spatialement les données du système de vision avec celles du robot, des mouvements lents rectilignes, symétriques et à vitesses constantes par morceaux sont effectués avant les interactions physiques avec le robot. La transformée entre le robot et les caméras est obtenue en minimisant l'erreur quadratique entre les deux systèmes de coordonnées (B. K. P. Horn 1987), en utilisant les mesures articulaires pour obtenir la référence des coordonnées du robot.

Les données acquises par les caméras sont envoyées à un ordinateur par liaison USB. Le logiciel Motive n'étant développé que pour Windows, un ordinateur est dédié à cet équipement. Les coordonnées des corps rigides identifiés par le logiciel peuvent ensuite être émises par un serveur virtuel VRPN<sup>5</sup>, via un protocole de diffusion UDP<sup>6</sup> en liaison locale avec un autre ordinateur.

### J.3 Système de synchronisation

L'ensemble de ces différents équipements doit être ordonnancé afin qu'ils soient correctement synchronisés. Un routeur local est utilisé pour connecter le robot, le capteur de force, et les trois ordinateurs, tout en limitant au minimum les délais induits par les transmissions des données. Les horloges des deux ordinateurs Linux sont harmonisées grâce au protocole de temps réseau NTP<sup>7</sup>.

Pour cadencer l'ensemble des équipements l'intergiciel *Robot Operating System* (ROS) est utilisé. Cet ensemble d'outils libres de droits permet notamment une abstraction élevée du matériel, un contrôle des périphériques, et la transmission de données formatées. De nombreux paquets sont mis à disposition des utilisateurs pour la gestion d'équipements, d'algorithmes, et d'applications.

Le contrôle du robot peut être effectué via une interface ROS développée par les ingénieurs de Kuka (`youbot_driver_ros_interface`), qui permet l'envoi de messages pour contrôler youBot à travers son API. L'ensemble des programmes de contrôle a donc été développé dans des processus ROS, programmés en C++ pour permettre des cadences de l'ordre du kilohertz. Quelques modifications ont été opérées au paquet permettant d'interfacer l'API et ROS, afin

---

<sup>5</sup> *Virtual-Reality Peripheral Network*

<sup>6</sup> *User Datagram Protocol*

<sup>7</sup> *Network Time Protocol*



de pouvoir contrôler le robot en courant, de pouvoir modifier les gains des contrôleurs PID du robot, et aussi de connaître les différentes consignes envoyées au robot.

Un paquet déjà existant récupérait les données du capteur de force (`netft_utils`) et un autre paquet permettait la récupération des données du système de capture de mouvements par un client VRPN (`vrpn_client_ros`).

L'ordinateur contrôlant le robot est considéré comme le maître (*ros master*), les autres équipements comme des esclaves, y compris le second ordinateur Linux, permettant l'affichage de la simulation qui a été développée pour fonctionner avec ROS.

# Annexe K Représentation graphique des ANOVA

Les analyses de variance sont classiquement représentées par des diagrammes en boîte où apparaissent la médiane de l'échantillon, la moyenne, l'intervalle de confiance à 95 % de la médiane (« *Notch* »), l'écart interquartile - qui contient 50 % des données -, les moustaches<sup>1</sup> et les données aberrantes.

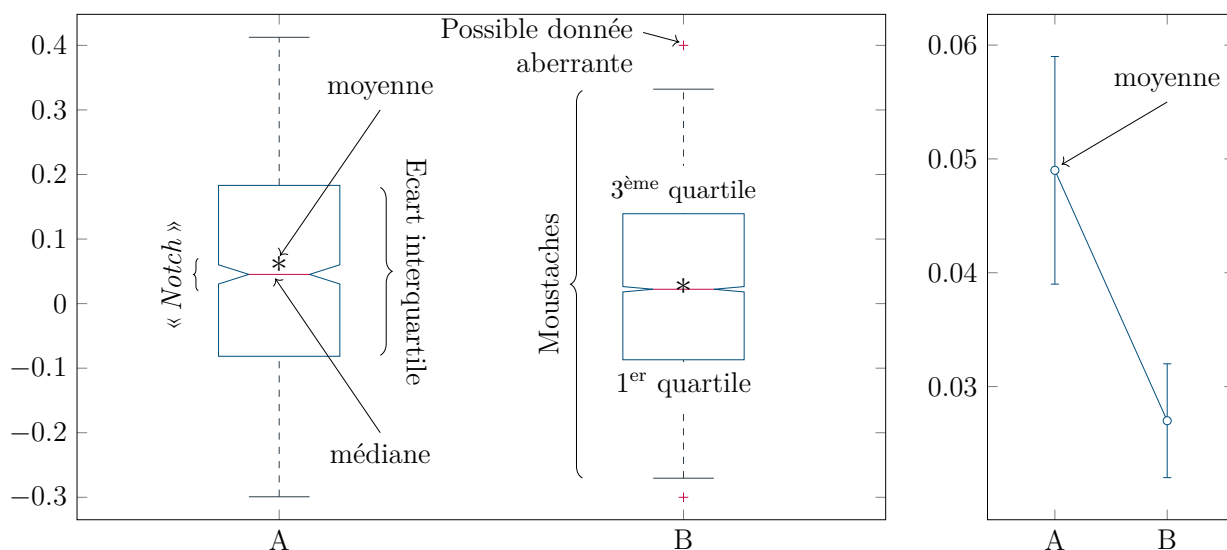


FIG. K.1 : Représentations graphiques d'une analyse de variance par un diagramme en boîte ou diagramme à moustaches, et d'une analyse multiple (En l'absence de précision, l'intervalle de confiance utilisé correspond à l'erreur type).

L'intervalle de confiance de la médiane  $m_{95\%}$  est calculé grâce à la formule (K.1) (R. McGill et al. 1978), avec le  $i^{\text{ème}}$  quartiles notés  $q_{ti}$ , et  $n$  le nombre de données.

$$m_{95\%} = q_{t2} \pm \frac{1.57}{\sqrt{n}}(q_{t3} - q_{t1}) \quad (\text{K.1})$$

Les moustaches sont obtenues en prenant une marge de 1.5 fois l'écart interquartile à partir des premiers et troisième quartiles, ce qui permet lors d'une distribution normale, d'assurer que plus de 99 % des données sont à l'intérieur des moustaches.

Lorsqu'une ANOVA à mesure répétée est conduite, les résultats sont présentés succinctement en précisant le résultat du test F (rapport des variances entre et à l'intérieur des groupes), avec les degrés de liberté du facteur étudié et des résidus entre parenthèses. La probabilité  $p$  de validation de l'hypothèse nulle est ensuite indiquée, avec l'effet de taille  $\eta^2$ .

<sup>1</sup>Traduction de l'anglais « *whiskers* », au-delà de ces limites les données sont considérées comme aberrantes. La longueur des moustaches a une valeur minimale de une fois et demie la largeur de l'écart interquartile (sa valeur exacte est définie par une valeur réelle).



# Annexe L Données biomécaniques en fonction de la hauteur cible

Médianes des paramètres identifiés pour chacun des participants en fonction des positions verticales de consigne  $h_i^*$  de l'expérience 2, les intervalles de confiance indiqués correspondent à  $m_{95\%}$  (voir la annexe K).

Ref.	Raideur ( $\text{N m}^{-1}$ )		Amortis. <sup>nt</sup> ( $\text{N s m}^{-1}$ )		Masse (g)	
	$h_1^*$	$h_3^*$	$h_1^*$	$h_3^*$	$h_1^*$	$h_3^*$
<b>000</b>	139 ± 36	159 ± 36	16.4 ± 1.1	16.8 ± 2.2	364 ± 19	332 ± 15
<b>008</b>	116 ± 112	265 ± 151	10.5 ± 3.3	13.2 ± 4.5	487 ± 101	442 ± 75
<b>029</b>	52 ± 84	110 ± 133	10.0 ± 2.8	12.1 ± 2.8	523 ± 45	460 ± 53
<b>041</b>	151 ± 65	293 ± 125	12.2 ± 4.0	12.1 ± 2.5	648 ± 106	599 ± 79
<b>050</b>	72 ± 50	88 ± 30	10.6 ± 2.7	10.0 ± 1.2	489 ± 40	395 ± 42
<b>113</b>	89 ± 52	86 ± 65	5.7 ± 2.3	10.4 ± 3.0	424 ± 35	391 ± 36
<b>160</b>	85 ± 37	134 ± 162	12.9 ± 1.9	9.8 ± 4.1	431 ± 34	542 ± 61
<b>194</b>	76 ± 40	77 ± 142	9.8 ± 2.2	5.3 ± 3.4	472 ± 53	521 ± 63
<b>208</b>	94 ± 25	83 ± 26	8.9 ± 1.2	11.9 ± 2.2	330 ± 17	350 ± 22
<b>211</b>	118 ± 80	164 ± 66	11.5 ± 4.8	16.5 ± 5.5	414 ± 107	406 ± 54
<b>278</b>	58 ± 50	160 ± 86	9.5 ± 2.1	10.2 ± 4.2	544 ± 58	515 ± 82
<b>311</b>	57 ± 41	82 ± 65	9.2 ± 3.2	9.3 ± 1.8	369 ± 43	331 ± 32
<b>353</b>	114 ± 173	85 ± 115	10.4 ± 4.3	9.8 ± 4.4	541 ± 53	432 ± 45
<b>364</b>	61 ± 74	63 ± 28	8.7 ± 2.7	7.1 ± 2.9	479 ± 53	506 ± 41
<b>378</b>	72 ± 44	70 ± 21	11.5 ± 2.3	12.5 ± 2.5	452 ± 32	401 ± 29
<b>388</b>	113 ± 47	100 ± 56	13.2 ± 1.4	11.6 ± 1.7	285 ± 18	272 ± 15
<b>418</b>	76 ± 50	45 ± 115	9.8 ± 2.0	3.5 ± 2.9	440 ± 41	519 ± 86
<b>456</b>	88 ± 70	192 ± 60	14.6 ± 2.5	15.0 ± 2.0	300 ± 29	332 ± 47
<b>495</b>	76 ± 47	110 ± 82	8.3 ± 1.5	11.3 ± 1.9	300 ± 28	292 ± 21
<b>546</b>	103 ± 80	110 ± 52	3.9 ± 1.7	8.7 ± 3.4	436 ± 34	481 ± 72
<b>548</b>	101 ± 65	73 ± 57	7.5 ± 3.0	4.8 ± 3.8	382 ± 26	406 ± 49
<b>555</b>	132 ± 113	150 ± 242	5.3 ± 2.7	9.6 ± 3.8	501 ± 39	491 ± 138
<b>573</b>	145 ± 125	98 ± 42	5.0 ± 2.0	13.1 ± 3.3	665 ± 84	549 ± 81
<b>640</b>	134 ± 53	99 ± 37	9.7 ± 2.2	9.0 ± 1.6	438 ± 23	371 ± 22
<b>661</b>	128 ± 57	98 ± 78	9.1 ± 1.5	5.8 ± 3.1	297 ± 29	306 ± 30
<b>666</b>	102 ± 148	90 ± 61	8.4 ± 2.9	9.2 ± 2.7	498 ± 78	449 ± 43
<b>710</b>	401 ± 251	220 ± 196	2.2 ± 5.0	6.2 ± 4.3	893 ± 140	680 ± 159
<b>740</b>	157 ± 87	59 ± 96	8.0 ± 2.1	9.3 ± 2.2	369 ± 29	361 ± 36
<b>841</b>	94 ± 45	94 ± 39	7.6 ± 2.4	11.2 ± 2.1	409 ± 45	392 ± 50
<b>851</b>	148 ± 50	121 ± 133	9.1 ± 2.5	13.8 ± 3.1	456 ± 54	486 ± 59
<b>922</b>	105 ± 127	154 ± 155	8.7 ± 4.9	14.0 ± 3.8	599 ± 162	458 ± 51
<b>moy</b>	112	120	9.3	10.4	459	435



# Annexe M Données biomécaniques en fonction de la phase $\varphi$

Médianes des paramètres identifiés pour chacun des participants en fonction des phases perturbées  $\varphi_i$  de l'expérience 1, les intervalles de confiance indiqués correspondent à  $m_{95\%}$  (voir la annexe K).

Ref.	Raideur ( $\text{N m}^{-1}$ )			Amortissement ( $\text{N s m}^{-1}$ )		
	$\phi_1$	$\phi_2$	$\phi_3$	$\phi_1$	$\phi_2$	$\phi_3$
<b>000</b>	151 ± 34	194 ± 30	164 ± 52	15.0 ± 1.4	12.9 ± 1.9	10.1 ± 2.1
<b>008</b>	136 ± 91	192 ± 60	197 ± 42	9.2 ± 1.9	12.2 ± 2.2	10.3 ± 3.3
<b>029</b>	95 ± 208	78 ± 30	295 ± 143	9.4 ± 2.5	11.0 ± 2.6	9.1 ± 2.7
<b>041</b>	180 ± 148	139 ± 58	218 ± 76	10.2 ± 4.2	14.4 ± 2.8	10.8 ± 2.6
<b>050</b>	107 ± 67	148 ± 37	328 ± 84	12.2 ± 3.4	13.8 ± 1.5	11.1 ± 3.4
<b>113</b>	77 ± 70	106 ± 54	123 ± 94	8.3 ± 3.2	12.1 ± 3.0	7.9 ± 2.4
<b>160</b>	240 ± 148	344 ± 100	267 ± 84	11.8 ± 3.6	14.8 ± 2.9	12.3 ± 3.6
<b>194</b>	96 ± 157	116 ± 40	165 ± 56	8.3 ± 2.4	8.8 ± 2.7	8.4 ± 2.4
<b>208</b>	107 ± 24	123 ± 58	119 ± 75	9.2 ± 1.5	11.1 ± 1.9	8.9 ± 2.5
<b>211</b>	445 ± 248	107 ± 40	140 ± 50	10.2 ± 3.7	9.4 ± 2.6	8.0 ± 2.2
<b>278</b>	83 ± 86	96 ± 61	145 ± 69	12.4 ± 3.3	10.9 ± 2.1	6.7 ± 3.3
<b>311</b>	96 ± 87	174 ± 43	163 ± 33	8.8 ± 1.6	10.6 ± 1.6	8.7 ± 1.6
<b>353</b>	53 ± 23	250 ± 89	132 ± 195	9.6 ± 3.4	15.3 ± 2.7	11.9 ± 3.8
<b>364</b>	66 ± 50	211 ± 69	220 ± 76	7.0 ± 2.2	14.3 ± 2.4	17.1 ± 4.8
<b>378</b>	67 ± 23	267 ± 71	201 ± 84	11.2 ± 2.3	17.5 ± 3.4	8.8 ± 1.9
<b>388</b>	128 ± 85	132 ± 39	148 ± 114	12.9 ± 1.3	10.6 ± 1.4	8.6 ± 1.4
<b>418</b>	57 ± 32	118 ± 39	168 ± 62	10.7 ± 2.2	11.9 ± 1.6	10.0 ± 3.2
<b>456</b>	179 ± 84	113 ± 22	114 ± 65	14.9 ± 2.7	8.5 ± 1.1	8.9 ± 2.0
<b>495</b>	88 ± 81	94 ± 33	135 ± 58	8.7 ± 1.1	7.9 ± 1.2	8.8 ± 2.5
<b>546</b>	110 ± 192	138 ± 49	179 ± 112	10.4 ± 4.1	11.3 ± 2.7	10.5 ± 3.6
<b>548</b>	95 ± 45	62 ± 54	250 ± 83	8.8 ± 4.0	8.5 ± 3.2	8.8 ± 3.1
<b>555</b>	188 ± 68	192 ± 51	139 ± 84	8.7 ± 4.5	9.9 ± 2.5	6.8 ± 2.0
<b>573</b>	71 ± 120	257 ± 70	221 ± 65	9.3 ± 2.2	15.3 ± 2.6	13.5 ± 2.0
<b>640</b>	73 ± 21	106 ± 30	219 ± 76	8.9 ± 1.2	10.2 ± 1.2	11.8 ± 3.0
<b>661</b>	71 ± 48	76 ± 34	177 ± 63	8.5 ± 2.5	7.5 ± 1.8	7.4 ± 2.1
<b>666</b>	81 ± 60	164 ± 57	216 ± 103	9.7 ± 4.1	10.7 ± 2.6	9.2 ± 3.4
<b>710</b>	223 ± 136	289 ± 92	276 ± 90	3.5 ± 3.5	12.7 ± 3.8	9.2 ± 3.9
<b>740</b>	72 ± 58	163 ± 41	135 ± 63	10.3 ± 1.8	11.4 ± 1.5	11.3 ± 2.3
<b>841</b>	136 ± 138	132 ± 63	191 ± 59	10.5 ± 3.9	14.3 ± 3.2	8.2 ± 3.0
<b>851</b>	199 ± 90	224 ± 82	363 ± 75	10.4 ± 4.7	11.7 ± 1.7	9.9 ± 4.8
<b>922</b>	91 ± 46	147 ± 24	128 ± 45	11.9 ± 3.4	12.5 ± 1.4	11.4 ± 2.9
<b>moy</b>	125	160	191	10.0	11.7	9.8

Annexe M. Données biomécaniques en fonction de la phase  $\varphi$ 

Ref.	Masse (g)			Coef. de détermination (%)		
	$\phi_1$	$\phi_2$	$\phi_3$	$\phi_1$	$\phi_2$	$\phi_3$
<b>000</b>	349 ± 29	374 ± 21	413 ± 35	98.0 ± 1.1	97.4 ± 1.0	97.1 ± 1.8
<b>008</b>	397 ± 43	337 ± 19	331 ± 36	96.5 ± 1.8	96.9 ± 1.8	97.3 ± 1.7
<b>029</b>	581 ± 105	455 ± 35	585 ± 71	89.8 ± 6.1	96.2 ± 2.2	94.2 ± 2.8
<b>041</b>	603 ± 80	375 ± 45	472 ± 60	93.9 ± 5.0	96.8 ± 2.1	96.8 ± 2.1
<b>050</b>	583 ± 76	446 ± 58	522 ± 62	92.2 ± 5.8	96.3 ± 1.3	96.0 ± 3.1
<b>113</b>	410 ± 43	417 ± 32	469 ± 51	93.0 ± 3.5	97.6 ± 2.5	93.3 ± 3.2
<b>160</b>	548 ± 57	507 ± 63	680 ± 102	90.7 ± 5.3	96.3 ± 3.1	93.0 ± 7.3
<b>194</b>	505 ± 61	328 ± 21	370 ± 31	92.5 ± 3.8	95.4 ± 4.0	98.6 ± 2.4
<b>208</b>	328 ± 25	306 ± 21	321 ± 42	97.3 ± 1.7	97.4 ± 0.7	96.6 ± 2.1
<b>211</b>	545 ± 105	324 ± 26	352 ± 49	89.0 ± 5.4	96.7 ± 1.8	96.3 ± 2.8
<b>278</b>	508 ± 59	433 ± 29	478 ± 46	94.4 ± 3.0	97.6 ± 2.4	96.8 ± 2.9
<b>311</b>	299 ± 31	302 ± 22	345 ± 27	95.1 ± 1.8	98.3 ± 1.1	97.5 ± 0.8
<b>353</b>	364 ± 36	376 ± 26	534 ± 109	92.8 ± 2.4	98.0 ± 1.3	96.3 ± 2.9
<b>364</b>	422 ± 44	450 ± 60	531 ± 120	92.0 ± 4.6	95.9 ± 1.6	97.5 ± 5.1
<b>378</b>	483 ± 43	511 ± 51	508 ± 49	93.4 ± 5.4	98.2 ± 1.4	96.7 ± 3.3
<b>388</b>	259 ± 19	252 ± 13	335 ± 31	96.9 ± 1.0	96.8 ± 2.4	97.5 ± 2.5
<b>418</b>	363 ± 22	272 ± 17	412 ± 73	93.4 ± 3.5	97.6 ± 0.9	96.9 ± 3.4
<b>456</b>	326 ± 58	229 ± 12	293 ± 35	96.3 ± 2.3	97.0 ± 0.8	97.7 ± 2.8
<b>495</b>	263 ± 22	227 ± 18	270 ± 36	95.8 ± 2.1	94.7 ± 2.1	96.1 ± 5.1
<b>546</b>	413 ± 76	313 ± 21	365 ± 40	91.2 ± 3.4	97.9 ± 1.7	94.5 ± 2.2
<b>548</b>	472 ± 58	469 ± 59	537 ± 53	93.4 ± 3.4	95.3 ± 4.3	95.3 ± 2.4
<b>555</b>	592 ± 92	516 ± 43	539 ± 36	94.3 ± 4.2	97.9 ± 1.3	95.6 ± 1.3
<b>573</b>	572 ± 73	404 ± 23	482 ± 38	90.8 ± 4.5	97.7 ± 0.9	97.4 ± 1.0
<b>640</b>	302 ± 22	272 ± 14	412 ± 35	95.9 ± 1.6	97.6 ± 0.7	94.7 ± 6.3
<b>661</b>	326 ± 28	295 ± 20	356 ± 42	96.1 ± 4.3	96.4 ± 2.1	97.0 ± 3.1
<b>666</b>	524 ± 70	427 ± 49	535 ± 89	89.3 ± 2.9	94.0 ± 3.4	92.8 ± 3.3
<b>710</b>	815 ± 167	698 ± 44	688 ± 82	88.9 ± 6.3	93.3 ± 2.1	92.0 ± 4.2
<b>740</b>	294 ± 17	258 ± 24	381 ± 52	98.0 ± 2.0	97.6 ± 0.9	98.2 ± 0.9
<b>841</b>	571 ± 91	423 ± 33	532 ± 49	89.4 ± 4.3	96.9 ± 1.6	96.5 ± 4.7
<b>851</b>	635 ± 36	533 ± 50	567 ± 84	94.2 ± 2.5	96.3 ± 2.8	95.8 ± 6.1
<b>922</b>	417 ± 42	316 ± 25	416 ± 30	93.9 ± 5.4	98.1 ± 1.0	97.7 ± 1.0
<b>moy</b>	454	382	453	93.5	96.8	96.1

# Annexe N Paramètres du modèle dynamique du robot

Avec la représentation des paramètres inertiels regroupés décrite par W. Khalil et E. Dombre (2002, Chapitre 9, (9.53)), on peut exprimer les paramètres dynamiques du robot décrit en section J.1, et dont le modèle géométrique direct est détaillé en section C.1, avec neuf paramètres seulement pour le cas où la première et dernière articulation sont immobilisées par un contrôle actif en position. On retrouve ainsi les moments d'inertie autour des axes  $\vec{z}$  et  $\vec{x}$  pour les trois articulations, ainsi que l'inertie des actionneurs. Il faut ajouter à ces paramètres inertiels les coefficients de friction visqueux et statiques, ce qui porte le total des paramètres nécessaires pour le modèle dynamique du robot à quinze.

$$\left\{ \begin{array}{l} MXR1 = 0.40281 \\ MXR2 = 0.23989 \\ MX3 = 0.090822 \\ Ia1 = 0 \\ Ia2 = 0 \\ Ia3 = 0.028432 \\ ZZR1 = 0.31721 \\ ZZR2 = 0.11238 \\ ZZ3 = 0.017544 \end{array} \right. \quad (\text{N.1})$$

$$\mathbf{F}_v = \text{diag} (0.48964 \quad 0.37494 \quad 0.068094) \quad (\text{N.2})$$

$$\mathbf{F}_s = \text{diag} (0.97571 \quad 0.65131 \quad 0.25819) \quad (\text{N.3})$$





# Bibliographie

- Abe, M. O. et Yamada, N. (déc. 2003). « Modulation of elbow joint stiffness in a vertical plane during cyclic movement at lower or higher frequencies than natural frequency ». *Experimental Brain Research* 153.3, p. 394-399. ISSN : 1432-1106. DOI : [10.1007/s00221-003-1583-5](https://doi.org/10.1007/s00221-003-1583-5) (cf. p. 24, 25, 81, 114).
- Abiri, A., Pensa, J., Tao, A., Ma, J., Juo, Y.-Y., Askari, S. J., Bisley, J., Rosen, J., Dutson, E. P. et Grundfest, W. S. (mars 2019). « Multi-Modal Haptic Feedback for Grip Force Reduction in Robotic Surgery ». *Scientific Reports* 9.1, p. 5016. ISSN : 2045-2322. DOI : [10.1038/s41598-019-40821-1](https://doi.org/10.1038/s41598-019-40821-1) (cf. p. 9).
- Adewusi, S., Thomas, M. et Vu, V. H. (2014). « Natural frequencies of the human hand-arm system using finite element method and experimental modal analysis ». *Transaction on control and mechanical systems* 3.1, p. 11-18. ISSN : 2345-234X (cf. p. 125).
- Agarwal, G. C. et Gottlieb, C. L. (août 1977). « Compliance of the Human Ankle Joint ». *Journal of Biomechanical Engineering* 99.3, p. 166-170. ISSN : 0148-0731. DOI : [10.1115/1.3426285](https://doi.org/10.1115/1.3426285) (cf. p. 29).
- Agarwal, G. C. et Gottlieb, G. L. (1<sup>er</sup> juill. 1980). « Effect of vibration on the ankle stretch reflex in man ». *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 49.1, p. 81-92. ISSN : 0013-4694. DOI : [10.1016/0013-4694\(80\)90354-5](https://doi.org/10.1016/0013-4694(80)90354-5) (cf. p. 61, 66).
- Ajoudani, A., Tsagarakis, N. G. et Bicchi, A. (déc. 2011). « Tele-Impedance : Preliminary results on measuring and replicating human arm impedance in tele operated robots ». *2011 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*. 2011 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, p. 216-222. DOI : [10.1109/ROBIO.2011.6181288](https://doi.org/10.1109/ROBIO.2011.6181288) (cf. p. 65, 171).
- Ajoudani, A., Tsagarakis, N. et Bicchi, A. (nov. 2012). « Tele-impedance : Teleoperation with impedance regulation using a body-machine interface ». *The International Journal of Robotics Research* 31.13, p. 1642-1656. ISSN : 0278-3649. DOI : [10.1177/0278364912464668](https://doi.org/10.1177/0278364912464668) (cf. p. 33, 35, 44).
- Ajoudani, A., Zanchettin, A. M., Ivaldi, S., Albu-Schäffer, A., Kosuge, K. et Khatib, O. (juin 2018). « Progress and prospects of the human-robot collaboration ». *Autonomous Robots* 42.5, p. 957-975. ISSN : 1573-7527. DOI : [10.1007/s10514-017-9677-2](https://doi.org/10.1007/s10514-017-9677-2) (cf. p. 11, 135).
- Akaike, H. (déc. 1974). « A new look at the statistical model identification ». *IEEE Transactions on Automatic Control* 19.6. Conference Name : IEEE Transactions on Automatic Control, p. 716-723. ISSN : 1558-2523. DOI : [10.1109/TAC.1974.1100705](https://doi.org/10.1109/TAC.1974.1100705) (cf. p. 82).
- (1998). « Information Theory and an Extension of the Maximum Likelihood Principle ». *Selected Papers of Hirotugu Akaike*. Sous la dir. d'E. Parzen, K. Tanabe et G. Kitagawa. Springer Series in Statistics. New York, NY : Springer, p. 199-213. ISBN : 978-1-4612-1694-0. DOI : [10.1007/978-1-4612-1694-0\\_15](https://doi.org/10.1007/978-1-4612-1694-0_15) (cf. p. 83).
- Albu-Schäffer, A., Eiberger, O., Fuchs, M., Grebenstein, M., Haddadin, S., Ott, C., Stemmer, A., Wimböck, T., Wolf, S., Borst, C. et Hirzinger, G. (2011). « Anthropomorphic Soft Robotics – From Torque Control to Variable Intrinsic Compliance ». *Robotics Research*. Sous la dir. de C. Pradalier, R. Siegwart et G. Hirzinger. Springer Tracts in Advanced

## Bibliographie

- Robotics. Berlin, Heidelberg : Springer, p. 185-207. ISBN : 978-3-642-19457-3. DOI : [10.1007/978-3-642-19457-3\\_12](https://doi.org/10.1007/978-3-642-19457-3_12) (cf. p. 46).
- Alexander, R. M. (oct. 1991). « Energy-saving mechanisms in walking and running ». *Journal of Experimental Biology* 160.1, p. 55-69. ISSN : 0022-0949. DOI : [10.1242/jeb.160.1.55](https://doi.org/10.1242/jeb.160.1.55) (cf. p. 16).
- Alexievitch, S. (avr. 2014). *La supplication : Tchernobyl, chroniques du monde après l'apocalypse*. JC Lattès. ISBN : 978-2-7096-4682-6 (cf. p. 9).
- Allum, J. H. J., Mauritz, K. -. et Vögele, H. (oct. 1982). « The mechanical effectiveness of short latency reflexes in human triceps surae muscles revealed by ischaemia and vibration ». *Experimental Brain Research* 48.1, p. 153-156. ISSN : 1432-1106. DOI : [10.1007/BF00239584](https://doi.org/10.1007/BF00239584) (cf. p. 19).
- Alonso, V. et Puente, P. de la (2018). « System Transparency in Shared Autonomy : A Mini Review ». *Frontiers in Neurobotics* 12, p. 83. ISSN : 1662-5218. DOI : [10.3389/fnbot.2018.00083](https://doi.org/10.3389/fnbot.2018.00083) (cf. p. 12).
- Altché, F. et La Fortelle, A. de (24 jan. 2018). « An LSTM Network for Highway Trajectory Prediction ». *arXiv :1801.07962 [cs]* (cf. p. 79).
- Ankarali, M. M., Tutkun Şen, H., De, A., Okamura, A. M. et Cowan, N. J. (15 mars 2014). « Haptic feedback enhances rhythmic motor control by reducing variability, not improving convergence rate ». *Journal of Neurophysiology* 111.6, p. 1286-1299. ISSN : 0022-3077. DOI : [10.1152/jn.00140.2013](https://doi.org/10.1152/jn.00140.2013) (cf. p. 2).
- Avrin, G. (4 oct. 2017). « Modélisation du contrôle moteur humain lors de tâches rythmiques hybrides et application à la commande de robots anthropomorphes ». These de doctorat. Université Paris-Saclay (ComUE) (cf. p. 2).
- Avrin, G., Makarov, M., Rodriguez-Ayerbe, P. et Siegler, I. A. (juill. 2016). « Particle Swarm Optimization of Matsuoka's oscillator parameters in human-like control of rhythmic movements ». *2016 American Control Conference (ACC)*, p. 342-347. DOI : [10.1109/ACC.2016.7524938](https://doi.org/10.1109/ACC.2016.7524938) (cf. p. 19).
- Avrin, G., Siegler, I. A., Makarov, M. et Rodriguez-Ayerbe, P. (1<sup>er</sup> déc. 2018). « The self-organization of ball bouncing ». *Biological Cybernetics* 112.6, p. 509-522. ISSN : 1432-0770. DOI : [10.1007/s00422-018-0776-8](https://doi.org/10.1007/s00422-018-0776-8) (cf. p. 2, 49, 98).
- Bailenson, J. N., Yee, N., Brave, S., Merget, D. et Koslow, D. (août 2007). « Virtual Interpersonal Touch : Expressing and Recognizing Emotions Through Haptic Devices ». *Human-Computer Interaction* 22.3, p. 325-353. ISSN : 0737-0024. DOI : [10.1080/07370020701493509](https://doi.org/10.1080/07370020701493509) (cf. p. 11).
- Baillard, J., trad. (1914). *Lettres à Lucilius*. Par S. le Jeune. T. 2. Hachette. 632 p. (cf. p. 1).
- Baron-Cohen, S. (2000). « The evolution of a theory of mind ». *The Descent of Mind*. Oxford : Oxford University Press. ISBN : 978-0-19-263259-3. DOI : [10.1093/acprof:oso/9780192632593.003.0013](https://doi.org/10.1093/acprof:oso/9780192632593.003.0013) (cf. p. 11).
- Barrera-Curiel, A., Colquhoun, R. J., Hernandez-Sarabia, J. A. et DeFreitas, J. M. (1<sup>er</sup> juin 2019). « The effects of vibration-induced altered stretch reflex sensitivity on maximal motor unit firing properties ». *Journal of Neurophysiology* 121.6. Publisher : American Physiological Society, p. 2215-2221. ISSN : 0022-3077. DOI : [10.1152/jn.00326.2018](https://doi.org/10.1152/jn.00326.2018) (cf. p. 61).

- Bennett, D. J., Gorassini, M. et Prochazka, A. (mai 1994). « Catching a ball : contributions of intrinsic muscle stiffness, reflexes, and higher order responses ». *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology* 72.5, p. 525-534. ISSN : 0008-4212 (cf. p. 22, 61).
- Bennett, D. J., Hollerbach, J. M., Xu, Y. et Hunter, I. W. (fév. 1992). « Time-varying stiffness of human elbow joint during cyclic voluntary movement ». *Experimental Brain Research* 88.2, p. 433-442. ISSN : 1432-1106. DOI : [10.1007/BF02259118](https://doi.org/10.1007/BF02259118) (cf. p. 23, 25, 29, 72).
- Bernstein, N. A. (1947). *On the construction of movements* (cf. p. 16).
- Bizzi, E., Dev, P., Morasso, P. et Polit, A. (mai 1978). « Effect of load disturbances during centrally initiated movements ». *Journal of Neurophysiology* 41.3, p. 542-556. ISSN : 0022-3077. DOI : [10.1152/jn.1978.41.3.542](https://doi.org/10.1152/jn.1978.41.3.542) (cf. p. 24).
- Börner, H., Endo, S. et Hirche, S. (2020). « Estimation of Involuntary Components of Human Arm Impedance in Multi-Joint Movements via Feedback Jerk Isolation ». *Frontiers in Neuroscience* 14, p. 459. ISSN : 1662-453X. DOI : [10.3389/fnins.2020.00459](https://doi.org/10.3389/fnins.2020.00459) (cf. p. 61).
- Bowyer, S. A. et Rodriguez y Baena, F. (avr. 2014). « Deformation invariant bounding spheres for dynamic active constraints in surgery ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine* 228.4, p. 350-361. ISSN : 0954-4119. DOI : [10.1177/0954411914527440](https://doi.org/10.1177/0954411914527440) (cf. p. 12).
- Box, G. E. P. (1<sup>er</sup> déc. 1976). « Science and Statistics ». *Journal of the American Statistical Association* 71.356, p. 791-799. ISSN : 0162-1459. DOI : [10.1080/01621459.1976.10480949](https://doi.org/10.1080/01621459.1976.10480949) (cf. p. 83).
- (1<sup>er</sup> jan. 1979). « Robustness in the Strategy of Scientific Model Building ». *Robustness in Statistics*. Sous la dir. de R. L. Launer et G. N. Wilkinson. Academic Press, p. 201-236. ISBN : 978-0-12-438150-6. DOI : [10.1016/B978-0-12-438150-6.50018-2](https://doi.org/10.1016/B978-0-12-438150-6.50018-2) (cf. p. 83).
- Bramble, D. M. et Lieberman, D. E. (nov. 2004). « Endurance running and the evolution of Homo ». *Nature* 432.7015, p. 345-352. ISSN : 1476-4687. DOI : [10.1038/nature03052](https://doi.org/10.1038/nature03052) (cf. p. 16).
- Brogden, W. J. et Gantt, W. H. (1937). « Cerebellar conditioned reflexes ». *American Journal of Physiology* 119, p. 277-278 (cf. p. 18).
- Bu, W., Liu, G. et Liu, C. (août 2016). « Online generation of virtual fixture for bilateral teleoperation based on intention recognition ». *2016 International Conference on Advanced Robotics and Mechatronics (ICARM)*, p. 122-126. DOI : [10.1109/ICARM.2016.7606906](https://doi.org/10.1109/ICARM.2016.7606906) (cf. p. 12).
- Buckinx, F., Landi, F., Cesari, M., Fielding, R. A., Visser, M., Engelke, K., Maggi, S., Dennison, E., Al-Daghri, N. M., Allepaerts, S., Bauer, J., Bautmans, I., Brandi, M. L., Bruyère, O., Cederholm, T., Cerreta, F., Cherubini, A., Cooper, C., Cruz-Jentoft, A., McCloskey, E., Dawson-Hughes, B., Kaufman, J.-M., Laslop, A., Petermans, J., Reginster, J.-Y., Rizzoli, R., Robinson, S., Rolland, Y., Rueda, R., Vellas, B. et Kanis, J. A. (avr. 2018). « Pitfalls in the measurement of muscle mass : a need for a reference standard ». *Journal of Cachexia, Sarcopenia and Muscle* 9.2, p. 269-278. ISSN : 2190-5991. DOI : [10.1002/jcsm.12268](https://doi.org/10.1002/jcsm.12268) (cf. p. 16).
- Buerger, S. P. et Hogan, N. (oct. 2006). « Relaxing Passivity for Human-Robot Interaction ». *2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. ISSN : 2153-0866, p. 4570-4575. DOI : [10.1109/IRoS.2006.282161](https://doi.org/10.1109/IRoS.2006.282161) (cf. p. 121, 137).

## Bibliographie

- Buerger, S. P. et Hogan, N. (1<sup>er</sup> avr. 2007). « Complementary Stability and Loop Shaping for Improved Human-Robot Interaction ». *IEEE Transactions on Robotics* 23.2, p. 232-244. ISSN : 1552-3098. DOI : [10.1109/TR0.2007.892229](https://doi.org/10.1109/TR0.2007.892229) (cf. p. 45, 121).
- Burdet, E., Osu, R., Franklin, D. W., Yoshioka, T., Milner, T. E. et Kawato, M. (1<sup>er</sup> déc. 2000). « A method for measuring endpoint stiffness during multi-joint arm movements ». *Journal of Biomechanics* 33.12, p. 1705-1709. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/S0021-9290\(00\)00142-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00142-1) (cf. p. 59, 61, 62, 72-74).
- Burdet, E., Osu, R., Franklin, D. W., Milner, T. E. et Kawato, M. (nov. 2001). « The central nervous system stabilizes unstable dynamics by learning optimal impedance ». *Nature* 414.6862, p. 446-449. ISSN : 0028-0836, 1476-4687. DOI : [10.1038/35106566](https://doi.org/10.1038/35106566) (cf. p. 20, 31, 33, 61).
- Burger, R., Haddadin, S., Plank, G., Parusel, S. et Hirzinger, G. (oct. 2010). « The driver concept for the DLR lightweight robot III ». *2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. ISSN : 2153-0866, p. 5453-5459. DOI : [10.1109/IROS.2010.5650299](https://doi.org/10.1109/IROS.2010.5650299) (cf. p. 42).
- Cagneau, B., Morel, G., Bellot, D., Zemiti, N. et d'Agostino, G. (mai 2008). « A Passive Force Amplifier ». *2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, p. 2079-2084. DOI : [10.1109/ROBOT.2008.4543513](https://doi.org/10.1109/ROBOT.2008.4543513) (cf. p. 12).
- The Terminator*. Dirigé par Cameron, J. Orion Pictures. (1984)
- Castellini, C., Arquer, A. et Artigas, J. (août 2014). « sEMG-based estimation of human stiffness : Towards impedance-controlled rehabilitation ». *5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*. ISSN : 2155-1782, p. 604-609. DOI : [10.1109/BIOROB.2014.6913844](https://doi.org/10.1109/BIOROB.2014.6913844) (cf. p. 35, 65).
- Cavallo, G., Ruit, M. v. d., Schouten, A. C., Wingerden, J. W. v. et Lataire, J. (1<sup>er</sup> jan. 2018). « Nonparametric Identification of Time-Varying Human Joint Admittance. » *IFAC-PapersOnLine*. 18th IFAC Symposium on System Identification SYSID 2018 51.15, p. 533-538. ISSN : 2405-8963. DOI : [10.1016/j.ifacol.2018.09.209](https://doi.org/10.1016/j.ifacol.2018.09.209) (cf. p. 62, 63).
- Ceccarelli, M. (déc. 2009). *Distinguished Figures in Mechanism and Machine Science : Their Contributions and Legacies, Part 2*. Springer Science & Business Media. ISBN : 978-90-481-2346-9 (cf. p. 6).
- Chan, A. H. S. et Ng, A. W. Y. (2012). « Finger response times to visual, auditory and tactile modality stimuli ». *Lecture Notes in Engineering and Computer Science*. Newswood Limited, p. 1449-1454 (cf. p. 12).
- Modern Times*. Dirigé par Chaplin, C. United Artists. (1936)
- Cherry, C. (1978). *On human communication : A review, a survey, and a criticism, 3rd ed.* On human communication : A review, a survey, and a criticism, 3rd ed. Pages : xv, 374. Cambridge, MA, US : The MIT Press. ISBN : 978-0-262-03065-6 (cf. p. 12).
- Cherubini, A., Passama, R., Navarro, B., Sorour, M., Khelloufi, A., Mazhar, O., Tarbouriech, S., Zhu, J., Tempier, O., Crosnier, A., Fraisse, P. et Ramdani, S. (1<sup>er</sup> déc. 2019). « A collaborative robot for the factory of the future : BAZAR ». *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology* 105.9, p. 3643-3659. ISSN : 1433-3015. DOI : [10.1007/s00170-019-03806-y](https://doi.org/10.1007/s00170-019-03806-y) (cf. p. 171).
- Cholewicki, J., Panjabi, M. M. et Khachatryan, A. (oct. 1997). « Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture ». *Spine* 22.19, p. 2207-2212. ISSN : 0362-2436. DOI : [10.1097/00007632-199710010-00003](https://doi.org/10.1097/00007632-199710010-00003) (cf. p. 20).



- CNRTL (2012a). *IMPEDANCE : Définition de IMPEDANCE*. URL : <https://www.cnrtl.fr/definition/impedance> (visité le 07/07/2021) (cf. p. 13).
- (2012b). *INTELLIGENCE : Définition de INTELLIGENCE*. URL : <https://www.cnrtl.fr/definition/INTELLIGENCE> (visité le 27/08/2021) (cf. p. 9).
- Colgate, J. E. et Hogan, N. (1<sup>er</sup> juill. 1988). « Robust control of dynamically interacting systems ». *International Journal of Control* 48.1, p. 65-88. ISSN : 0020-7179. DOI : [10.1080/00207178808906161](https://doi.org/10.1080/00207178808906161) (cf. p. 120).
- Colgate, J. E. (1988). « The control of dynamically interacting systems ». Thesis. Massachusetts Institute of Technology (cf. p. 120).
- d'Ormesson, J. (2010). *C'est une chose étrange à la fin que le monde*. Robert Laffont édition. Paris : Robert Laffont. 324 p. ISBN : 978-2-221-11702-6 (cf. p. 1).
- Danion, F. (2011). « Do We Need Internal Models for Movement Control? » *Nonlinear Dynamics in Human Behavior*. Sous la dir. de R. Huys et V. K. Jirsa. Studies in Computational Intelligence. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, p. 115-134. ISBN : 978-3-642-16262-6. DOI : [10.1007/978-3-642-16262-6\\_5](https://doi.org/10.1007/978-3-642-16262-6_5) (cf. p. 19).
- Darainy, M. et Ostry, D. J. (sept. 2008). « Muscle cocontraction following dynamics learning ». *Experimental Brain Research* 190.2, p. 153-163. ISSN : 1432-1106. DOI : [10.1007/s00221-008-1457-y](https://doi.org/10.1007/s00221-008-1457-y) (cf. p. 20).
- De Serres, S. J. et Milner, T. E. (sept. 1991). « Wrist muscle activation patterns and stiffness associated with stable and unstable mechanical loads ». *Experimental Brain Research* 86.2, p. 451-458. ISSN : 1432-1106. DOI : [10.1007/BF00228972](https://doi.org/10.1007/BF00228972) (cf. p. 20).
- Dearborn, G. V. N. (1909). « Review of A theory of mind ». *The Journal of Abnormal Psychology* 4.1, p. 65-67. ISSN : 0145-2339(Print). DOI : [10.1037/h0069215](https://doi.org/10.1037/h0069215) (cf. p. 11).
- Degallier, S. et Ijspeert, A. (1<sup>er</sup> oct. 2010). « Modeling discrete and rhythmic movements through motor primitives : a review ». *Biological Cybernetics* 103.4, p. 319-338. ISSN : 1432-0770. DOI : [10.1007/s00422-010-0403-9](https://doi.org/10.1007/s00422-010-0403-9) (cf. p. 24).
- DelSole, T. et Tippett, M. K. (1<sup>er</sup> juin 2021). « Correcting the corrected AIC ». *Statistics & Probability Letters* 173, p. 109064. ISSN : 0167-7152. DOI : [10.1016/j.spl.2021.109064](https://doi.org/10.1016/j.spl.2021.109064) (cf. p. 83).
- Devol, J. G. C. (juin 1961). « Programmed article transfer ». US2988237A (cf. p. 6).
- Dhillon, B. S. (1991). *Robot Reliability and Safety*. New York, NY : Springer New York. ISBN : 978-1-4612-7814-6 978-1-4612-3148-6. DOI : [10.1007/978-1-4612-3148-6](https://doi.org/10.1007/978-1-4612-3148-6) (cf. p. 6).
- Di Nardo, F., Mengarelli, A., Maranesi, E., Burattini, L. et Fioretti, S. (avr. 2015). « Assessment of the ankle muscle co-contraction during normal gait : A surface electromyography study ». *Journal of Electromyography and Kinesiology* 25.2, p. 347-354. ISSN : 1050-6411. DOI : [10.1016/j.jelekin.2014.10.016](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.10.016) (cf. p. 20).
- Díaz, I. et Gil, J. J. (fév. 2010). « Influence of Vibration Modes and Human Operator on the Stability of Haptic Rendering ». *IEEE Transactions on Robotics* 26.1, p. 160-165. ISSN : 1941-0468. DOI : [10.1109/TR0.2009.2037254](https://doi.org/10.1109/TR0.2009.2037254) (cf. p. 32).
- Dick, P. K. (1968). *Do Androids Dream Of Electric Sheep ?* New York : Ballantine Books. 210 p. ISBN : 0-345-40447-5 (cf. p. 6, 8).
- Dietrich, A., Ott, C. et Albu-Schäffer, A. (sept. 2015). « An overview of null space projections for redundant, torque-controlled robots ». *The International Journal of Robotics Research* 34.11, p. 1385-1400. ISSN : 0278-3649. DOI : [10.1177/0278364914566516](https://doi.org/10.1177/0278364914566516) (cf. p. 51).

## Bibliographie

- Dolan, J. M., Friedman, M. B. et Nagurka, M. L. (mai 1993). « Dynamic and loaded impedance components in the maintenance of human arm posture ». *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics* 23.3, p. 698-709. ISSN : 0018-9472. DOI : [10.1109/21.256543](https://doi.org/10.1109/21.256543) (cf. p. 20, 30, 58, 61, 62, 149).
- Duchaine, V. et Gosselin, C. M. (mai 2008). « Investigation of human-robot interaction stability using Lyapunov theory ». *2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. 2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation. ISSN : 1050-4729, p. 2189-2194. DOI : [10.1109/ROBOT.2008.4543531](https://doi.org/10.1109/ROBOT.2008.4543531) (cf. p. 121).
- Dunn, O. J. (1<sup>er</sup> mars 1961). « Multiple Comparisons among Means ». *Journal of the American Statistical Association* 56.293, p. 52-64. ISSN : 0162-1459. DOI : [10.1080/01621459.1961.10482090](https://doi.org/10.1080/01621459.1961.10482090) (cf. p. 103).
- Duval, C., Piolino, P., Bejanin, A., Laisney, M., Eustache, F. et Desgranges, B. (avr. 2011). « La théorie de l'esprit : aspects conceptuels, évaluation et effets de l'âge ». *Revue de neuropsychologie* 3.1, p. 41-51. ISSN : 2101-6739. DOI : [10.1684/nrp.2011.0168](https://doi.org/10.1684/nrp.2011.0168) (cf. p. 11).
- Dyck, M. et Tavakoli, M. (juin 2013). « Measuring the dynamic impedance of the human arm without a force sensor ». *2013 IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. Seattle, WA : IEEE, p. 1-8. ISBN : 978-1-4673-6024-1 978-1-4673-6022-7. DOI : [10.1109/ICORR.2013.6650349](https://doi.org/10.1109/ICORR.2013.6650349) (cf. p. 33).
- El Rassi, I. et El Rassi, J.-M. (juill. 2020). « A review of haptic feedback in tele-operated robotic surgery ». *Journal of Medical Engineering & Technology* 44.5, p. 247-254. ISSN : 0309-1902. DOI : [10.1080/03091902.2020.1772391](https://doi.org/10.1080/03091902.2020.1772391) (cf. p. 12).
- Enayati, N., De Momi, E. et Ferrigno, G. (2016). « Haptics in Robot-Assisted Surgery : Challenges and Benefits ». *IEEE Reviews in Biomedical Engineering* 9, p. 49-65. ISSN : 1941-1189. DOI : [10.1109/RBME.2016.2538080](https://doi.org/10.1109/RBME.2016.2538080) (cf. p. 12).
- Eppinger, S. et Seering, W. (1986). « On dynamic models of robot force control ». *Proceedings. 1986 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. DOI : [10.1109/ROBOT.1986.1087723](https://doi.org/10.1109/ROBOT.1986.1087723) (cf. p. 12).
- Erden, M. S. et Billard, A. (juin 2015a). « End-Point Impedance Measurements Across Dominant and Nondominant Hands and Robotic Assistance with Directional Damping ». *IEEE Transactions on Cybernetics* 45.6, p. 1146-1157. ISSN : 2168-2267. DOI : [10.1109/TCYB.2014.2346021](https://doi.org/10.1109/TCYB.2014.2346021) (cf. p. 30, 35, 61, 62, 66, 110).
- (fév. 2015b). « Hand Impedance Measurements During Interactive Manual Welding With a Robot ». *IEEE Transactions on Robotics* 31.1, p. 168-179. ISSN : 1552-3098. DOI : [10.1109/TR0.2014.2385212](https://doi.org/10.1109/TR0.2014.2385212) (cf. p. 30, 31, 33, 35, 60, 62, 71, 75, 76, 113-115, 117).
- Feldman, A. G. (1966). « [On the functional tuning of the nervous system in movement control or preservation of stationary pose. II. Adjustable parameters in muscles] ». *Biofizika* 11.3, p. 498-508. ISSN : 0006-3029 (cf. p. 24).
- Ficuciello, F., Villani, L. et Siciliano, B. (2015). « Variable Impedance Control of Redundant Manipulators for Intuitive Human–Robot Physical Interaction ». *IEEE Transactions on Robotics* 31, p. 850-863. DOI : [10.1109/TR0.2015.2430053](https://doi.org/10.1109/TR0.2015.2430053) (cf. p. 45).
- Finley, J. M., Dhaher, Y. Y. et Perreault, E. J. (mars 2012). « Contributions of feed-forward and feedback strategies at the human ankle during control of unstable loads ». *Experimental Brain Research* 217.1, p. 53-66. ISSN : 1432-1106. DOI : [10.1007/s00221-011-2972-9](https://doi.org/10.1007/s00221-011-2972-9) (cf. p. 20, 21).

- Flegal, K. M. et Graubard, B. I. (avr. 2009). « Estimates of excess deaths associated with body mass index and other anthropometric variables ». *The American Journal of Clinical Nutrition* 89.4, p. 1213-1219. ISSN : 0002-9165. DOI : [10.3945/ajcn.2008.26698](https://doi.org/10.3945/ajcn.2008.26698) (cf. p. 101).
- Ford, L. E., Huxley, A. F. et Simmons, R. M. (1977). « Tension responses to sudden length change in stimulated frog muscle fibres near slack length ». *The Journal of Physiology* 269.2, p. 441-515. ISSN : 1469-7793. DOI : [10.1113/jphysiol.1977.sp011911](https://doi.org/10.1113/jphysiol.1977.sp011911) (cf. p. 20).
- Fortineau, V., Makarov, M., Rodriguez-Ayerbe, P. et Siegler, I. A. (août 2020a). « Interactive robotics for human impedance estimation in a rhythmic task ». 2020 IEEE 16th International Conference on Automation Science and Engineering (CASE). ISSN : 2161-8089, p. 1043-1048. DOI : [10.1109/CASE48305.2020.9217009](https://doi.org/10.1109/CASE48305.2020.9217009) (cf. p. 36).
- Fortineau, V., Siegler, I. A., Makarov, M. et Ayerbe, R. (10 nov. 2021a). « Human arm impedance estimation in dynamic human-robot interaction, a preliminary study ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 24 (sup1), S256. ISSN : 1025-5842. DOI : [10.1080/10255842.2021.1978758](https://doi.org/10.1080/10255842.2021.1978758) (cf. p. 37).
- Fortineau, V., Makarov, M., Rodriguez-Ayerbe, P. et Siegler, I. (nov. 2019). « Commande bio-inspirée de robots pour des tâches rythmiques en interaction avec l'environnement ». *Fédération Demenÿ-Vaucanson*. Palaiseau, France (cf. p. 36).
- (mai 2021b). « Human impedance estimation during physical interaction with a robot ». *Robotique connectée pour l'industrie du futur*. En ligne (cf. p. 36).
- Fortineau, V., Makarov, M., Rodriguez-Ayerbe, P. et Siegler, I. A. (août 2021c). « Towards a seamless experimental protocol for human arm impedance estimation in an interactive dynamic task ». 2021 30th IEEE International Conference on Robot Human Interactive Communication (RO-MAN). ISSN : 1944-9437, p. 31-36. DOI : [10.1109/RO-MAN50785.2021.9515486](https://doi.org/10.1109/RO-MAN50785.2021.9515486) (cf. p. 36).
- Fortineau, V., Siegler, I. A., Makarov, M. et Rodriguez Ayerbe, P. (2022). « Human arm endpoint-impedance in a rhythmic human-robot interaction exhibit cyclic variation ». *PLOS ONE*. (soumis) (cf. p. 37).
- Fortineau, V., Siegler, I. A., Makarov, M. et Rodriguez-Ayerbe, P. (oct. 2020b). « Robotique interactive pour l'estimation d'impédance mécanique chez l'humain, lors de tâches rythmiques ». *Fédération Demenÿ-Vaucanson*. présentation primée. En ligne (cf. p. 36).
- Foulkes, A. J. M. et Miall, R. C. (1<sup>er</sup> mars 2000). « Adaptation to visual feedback delays in a human manual tracking task ». *Experimental Brain Research* 131.1, p. 101-110. ISSN : 1432-1106. DOI : [10.1007/s002219900286](https://doi.org/10.1007/s002219900286) (cf. p. 131).
- Franklin, D. W., Osu, R., Burdet, E., Kawato, M. et Milner, T. E. (nov. 2003). « Adaptation to Stable and Unstable Dynamics Achieved By Combined Impedance Control and Inverse Dynamics Model ». *Journal of Neurophysiology* 90.5, p. 3270-3282. ISSN : 0022-3077, 1522-1598. DOI : [10.1152/jn.01112.2002](https://doi.org/10.1152/jn.01112.2002) (cf. p. 61).
- Fu, M. J. et Cavusoglu, M. C. (déc. 2012). « Human-Arm-and-Hand-Dynamic Model With Variability Analyses for a Stylus-Based Haptic Interface ». *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B (Cybernetics)* 42.6, p. 1633-1644. ISSN : 1083-4419. DOI : [10.1109/TSMCB.2012.2197387](https://doi.org/10.1109/TSMCB.2012.2197387) (cf. p. 30, 32, 33).
- Ganesh, G., Takagi, A., Osu, R., Yoshioka, T., Kawato, M. et Burdet, E. (jan. 2014). « Two is better than one : Physical interactions improve motor performance in humans ». *Scientific Reports* 4.1, p. 1-7. ISSN : 2045-2322. DOI : [10.1038/srep03824](https://doi.org/10.1038/srep03824) (cf. p. 13).



## Bibliographie

- Ex Machina*. Dirigé par Garland, A. Universal Pictures. (2015)
- Gihleb, R., Giuntella, O., Stella, L. et Wang, T. (2020). « Industrial Robots, Workers' Safety, and Health », p. 48 (cf. p. 6).
- Gillies, J. D., Lance, J. W., Neilson, P. D. et Tassinari, C. A. (nov. 1969). « Presynaptic inhibition of the monosynaptic reflex by vibration ». *The Journal of Physiology* 205.2, p. 329-339. ISSN : 0022-3751 (cf. p. 61).
- Gomi, H. et Kawato, M. (avr. 1997). « Human arm stiffness and equilibrium-point trajectory during multi-joint movement ». *Biological Cybernetics* 76.3, p. 163-171. ISSN : 1432-0770. DOI : [10.1007/s004220050329](https://doi.org/10.1007/s004220050329) (cf. p. 28, 29, 59, 61, 62, 66, 72).
- Gomi, H. et Osu, R. (nov. 1998). « Task-Dependent Viscoelasticity of Human Multijoint Arm and Its Spatial Characteristics for Interaction with Environments ». *Journal of Neuroscience* 18.21, p. 8965-8978. ISSN : 0270-6474, 1529-2401. DOI : [10.1523/JNEUROSCI.18-21-08965.1998](https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.18-21-08965.1998) (cf. p. 28, 29, 117).
- Gonzalez, T., trad. (2020). *How Human Is Human ? : The View from Robotics Research*. Par I. Hiroshi. Japan Publishing Industry Foundation for Culture. 269 p. (cf. p. 1).
- Goodrich, M. A. et Schultz, A. C. (jan. 2008). « Human-Robot Interaction : A Survey ». *Foundations and Trends® in Human-Computer Interaction* 1.3, p. 203-275. ISSN : 1551-3955, 1551-3963. DOI : [10.1561/11000000005](https://doi.org/10.1561/11000000005) (cf. p. 10).
- Gopinathan, S., Otting, S. et Steil, J. (août 2017). « A user study on personalized adaptive stiffness control modes for human-robot interaction ». *2017 26th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN)*. 2017 26th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN), p. 831-837. DOI : [10.1109/ROMAN.2017.8172399](https://doi.org/10.1109/ROMAN.2017.8172399) (cf. p. 46).
- Granata, K. P. et Marras, W. S. (juin 2000). « Cost-Benefit of Muscle Cocontraction in Protecting Against Spinal Instability ». *Spine* 25.11, p. 1398-1404. ISSN : 0362-2436 (cf. p. 20).
- Gribble, P. L., Mullin, L. I., Cothros, N. et Mattar, A. (mai 2003). « Role of Cocontraction in Arm Movement Accuracy ». *Journal of Neurophysiology* 89.5, p. 2396-2405. ISSN : 0022-3077. DOI : [10.1152/jn.01020.2002](https://doi.org/10.1152/jn.01020.2002) (cf. p. 20).
- Guarin, D. L. et Kearney, R. E. (oct. 2018). « Unbiased Estimation of Human Joint Intrinsic Mechanical Properties During Movement ». *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 26.10, p. 1975-1984. ISSN : 1534-4320. DOI : [10.1109/TNSRE.2018.2870330](https://doi.org/10.1109/TNSRE.2018.2870330) (cf. p. 22, 62, 63).
- Guertin, P. A. (déc. 2009). « The mammalian central pattern generator for locomotion ». *Brain Research Reviews* 62.1, p. 45-56. ISSN : 0165-0173. DOI : [10.1016/j.brainresrev.2009.08.002](https://doi.org/10.1016/j.brainresrev.2009.08.002) (cf. p. 46).
- Haddadin, S., Krieger, K., Kunze, M. et Albu-Schäffer, A. (sept. 2011). « Exploiting potential energy storage for cyclic manipulation : An analysis for elastic dribbling with an anthropomorphic robot ». *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, p. 1789-1796. DOI : [10.1109/IRoS.2011.6094757](https://doi.org/10.1109/IRoS.2011.6094757) (cf. p. 42).
- Hashtrudi-Zaad, K. et Salcudean, S. E. (juin 2001). « Analysis of Control Architectures for Teleoperation Systems with Impedance/Admittance Master and Slave Manipulators ». *The International Journal of Robotics Research* 20.6. Publisher : SAGE Publications Ltd STM, p. 419-445. ISSN : 0278-3649. DOI : [10.1177/02783640122067471](https://doi.org/10.1177/02783640122067471) (cf. p. 44).

- Helms, E., Schraft, R. et Hagele, M. (sept. 2002). « rob@work : Robot assistant in industrial environments ». *11th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication Proceedings*, p. 399-404. DOI : [10.1109/ROMAN.2002.1045655](https://doi.org/10.1109/ROMAN.2002.1045655) (cf. p. 10, 11).
- Hill, A. V. (juill. 1950). « The series elastic componet of muscle ». *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences* 137.887, p. 273-280. DOI : [10.1098/rspb.1950.0035](https://doi.org/10.1098/rspb.1950.0035) (cf. p. 16).
- (mai 1970). *First and Last Experiments in Muscle Mechanics*. Cambridge University Press. ISBN : 978-0-521-07664-7 (cf. p. 16).
- Hill, A. V. (nov. 1931). « Myothermic experiments on the frog's gastrocnemius ». *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Containing Papers of a Biological Character* 109.762, p. 267-303. DOI : [10.1098/rspb.1931.0081](https://doi.org/10.1098/rspb.1931.0081) (cf. p. 16).
- (oct. 1938). « The heat of shortening and the dynamic constants of muscle ». *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences* 126.843, p. 136-195. DOI : [10.1098/rspb.1938.0050](https://doi.org/10.1098/rspb.1938.0050) (cf. p. 16).
- Hinder, M. R. et Milner, T. E. (15 juin 2003). « The case for an internal dynamics model versus equilibrium point control in human movement ». *The Journal of Physiology* 549 (Pt 3), p. 953-963. ISSN : 0022-3751. DOI : [10.1113/jphysiol.2002.033845](https://doi.org/10.1113/jphysiol.2002.033845) (cf. p. 24).
- Hirokawa, S., Solomonow, M., Luo, Z., Lu, Y. et D'Ambrosia, R. (sept. 1991). « Muscular co-contraction and control of knee stability ». *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 1.3, p. 199-208. ISSN : 1050-6411. DOI : [10.1016/1050-6411\(91\)90035-4](https://doi.org/10.1016/1050-6411(91)90035-4) (cf. p. 20).
- Hochreiter, S. et Schmidhuber, J. (15 nov. 1997). « Long Short-Term Memory ». *Neural Computation* 9.8, p. 1735-1780. ISSN : 0899-7667. DOI : [10.1162/neco.1997.9.8.1735](https://doi.org/10.1162/neco.1997.9.8.1735) (cf. p. 80).
- Hogan, N. (août 1984). « Adaptive control of mechanical impedance by coactivation of antagonist muscles ». *IEEE Transactions on Automatic Control* 29.8, p. 681-690. ISSN : 0018-9286. DOI : [10.1109/TAC.1984.1103644](https://doi.org/10.1109/TAC.1984.1103644) (cf. p. 20, 22, 23, 46).
- (1989). « Controlling impedance at the man/machine interface ». *Proceedings, 1989 International Conference on Robotics and Automation*. DOI : [10.1109/ROBOT.1989.100210](https://doi.org/10.1109/ROBOT.1989.100210) (cf. p. 120).
- Hogan, N. (mars 1985a). « Impedance Control : An Approach to Manipulation : Part I—Theory ». *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control* 107.1, p. 1-7. ISSN : 0022-0434. DOI : [10.1115/1.3140702](https://doi.org/10.1115/1.3140702) (cf. p. 14).
- (mars 1985b). « Impedance Control : An Approach to Manipulation : Part II—Implementation ». *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control* 107.1, p. 8-16. ISSN : 0022-0434. DOI : [10.1115/1.3140713](https://doi.org/10.1115/1.3140713) (cf. p. 14, 40, 41, 122).
- (sept. 1985c). « The mechanics of multi-joint posture and movement control ». *Biological Cybernetics* 52.5, p. 315-331. ISSN : 1432-0770. DOI : [10.1007/BF00355754](https://doi.org/10.1007/BF00355754) (cf. p. 22, 26-28, 147).
- Hogan, N. et Sternad, D. (juin 2007). « On rhythmic and discrete movements : reflections, definitions and implications for motor control ». *Experimental Brain Research* 181.1, p. 13-30. ISSN : 0014-4819, 1432-1106. DOI : [10.1007/s00221-007-0899-y](https://doi.org/10.1007/s00221-007-0899-y) (cf. p. 24).
- Hondori, H. M. et Shih-Fu, L. (août 2010). « Perturbation-based measurement of real and imaginary parts of human arm's mechanical impedance ». *2010 Annual International*

## Bibliographie

- Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*. 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology, p. 5911-5914. DOI : [10.1109/IEMBS.2010.5627544](https://doi.org/10.1109/IEMBS.2010.5627544) (cf. p. 61).
- Hondori, H. M. et Shih-Fu, L. (2009). « A method for measuring human arm's mechanical impedance for assessment of motor rehabilitation ». *Proceedings of the 3rd International Convention on Rehabilitation Engineering & Assistive Technology - ICREATE '09*. Singapore : ACM Press, p. 1. ISBN : 978-1-60558-792-9. DOI : [10.1145/1592700.1592720](https://doi.org/10.1145/1592700.1592720) (cf. p. 14).
- Hooge, C. (août 2016). *BCIT Physics 0312 Textbook* (cf. p. 147).
- Horn, B. K. P. (1<sup>er</sup> avr. 1987). « Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions ». *JOSA A* 4.4. Publisher : Optical Society of America, p. 629-642. ISSN : 1520-8532. DOI : [10.1364/JOSAA.4.000629](https://doi.org/10.1364/JOSAA.4.000629) (cf. p. 175).
- Houk, J. C. (oct. 1979). « Regulation of Stiffness by Skeletomotor Reflexes ». *Annual Review of Physiology* 41.1, p. 99-114. ISSN : 0066-4278. DOI : [10.1146/annurev.ph.41.030179.000531](https://doi.org/10.1146/annurev.ph.41.030179.000531) (cf. p. 18).
- Huang, B., Ye, Z., Li, Z., Yuan, W. et Yang, C. (août 2017). « Admittance control of a robotic exoskeleton for physical human robot interaction ». *2017 2nd International Conference on Advanced Robotics and Mechatronics (ICARM)*, p. 245-250. DOI : [10.1109/ICARM.2017.8273168](https://doi.org/10.1109/ICARM.2017.8273168) (cf. p. 44).
- Huang, H., Cappel, H. F., Thomas, G. C., He, B. et Sentis, L. (juill. 2020). « Adaptive Compliance Shaping with Human Impedance Estimation ». *2020 American Control Conference (ACC)*. ISSN : 2378-5861, p. 5131-5138. DOI : [10.23919/ACC45564.2020.9147875](https://doi.org/10.23919/ACC45564.2020.9147875) (cf. p. 35).
- Huang, Y. et Wang, Q. (mars 2016). « Torque-Stiffness-Controlled Dynamic Walking : Analysis of the Behaviors of Bipedes with Both Adaptable Joint Torque and Joint Stiffness ». *IEEE Robotics Automation Magazine* 23.1, p. 71-82. ISSN : 1070-9932. DOI : [10.1109/MRA.2015.2510753](https://doi.org/10.1109/MRA.2015.2510753) (cf. p. 46).
- Hunter, I. W. et Kearney, R. E. (1<sup>er</sup> mars 1983). « Two-sided linear filter identification ». *Medical and Biological Engineering and Computing* 21.2, p. 203-209. ISSN : 1741-0444. DOI : [10.1007/BF02441539](https://doi.org/10.1007/BF02441539) (cf. p. 64).
- Hurvich, C. M. et Tsai, C.-L. (1<sup>er</sup> juin 1989). « Regression and time series model selection in small samples ». *Biometrika* 76.2, p. 297-307. ISSN : 0006-3444. DOI : [10.1093/biomet/76.2.297](https://doi.org/10.1093/biomet/76.2.297) (cf. p. 82, 83).
- Huynh, H. et Feldt, L. S. (1<sup>er</sup> mars 1976). « Estimation of the Box Correction for Degrees of Freedom from Sample Data in Randomized Block and Split-Plot Designs ». *Journal of Educational Statistics* 1.1, p. 69-82. ISSN : 0362-9791. DOI : [10.3102/10769986001001069](https://doi.org/10.3102/10769986001001069) (cf. p. 104, 111).
- Ijspeert, A. J. (mai 2008). « Central pattern generators for locomotion control in animals and robots : a review ». *Neural Networks : The Official Journal of the International Neural Network Society* 21.4, p. 642-653. ISSN : 0893-6080. DOI : [10.1016/j.neunet.2008.03.014](https://doi.org/10.1016/j.neunet.2008.03.014) (cf. p. 46).
- International Federation of Robotics (2021). *Industrial robots - worldwide installations 2004-2020*. URL : [https://ifr.org/downloads/press2018/2021\\_10\\_28\\_WR\\_PK\\_Presentation\\_long\\_version.pdf](https://ifr.org/downloads/press2018/2021_10_28_WR_PK_Presentation_long_version.pdf) (visité le 28/03/2022) (cf. p. 7).

- Jain, A., Bansal, R., Kumar, A. et Singh, K. (2015). « A comparative study of visual and auditory reaction times on the basis of gender and physical activity levels of medical first year students ». *International Journal of Applied and Basic Medical Research* 5.2, p. 124-127. ISSN : 2229-516X. DOI : [10.4103/2229-516X.157168](https://doi.org/10.4103/2229-516X.157168) (cf. p. 12).
- Kawazoe, Y. (2002). « Dynamics of the Ball-Racket Impact in Tennis : Contact Force, Contact Time, Coefficient of Restitution, and Deformation ». *The Proceedings of the Asian Conference on Multibody Dynamics* 2002, p. 286-293. DOI : [10.1299/jsmeacmd.2002.286](https://doi.org/10.1299/jsmeacmd.2002.286) (cf. p. 49).
- Kearney, R., Stein, R. et Parameswaran, L. (juin 1997). « Identification of intrinsic and reflex contributions to human ankle stiffness dynamics ». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 44.6, p. 493-504. ISSN : 1558-2531. DOI : [10.1109/10.581944](https://doi.org/10.1109/10.581944) (cf. p. 22, 25, 35, 64).
- Kearney, R., Stein, R. et Parmeswaran, L. (nov. 1994). « Differential identification of passive and reflex mechanisms in human ankle stiffness dynamics ». *Proceedings of 16th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. T. 1, 430-431 vol.1. DOI : [10.1109/IEMBS.1994.411969](https://doi.org/10.1109/IEMBS.1994.411969) (cf. p. 25).
- Keemink, A. Q., Kooij, H. van der et Stienen, A. H. (sept. 2018). « Admittance control for physical human–robot interaction ». *The International Journal of Robotics Research* 37.11, p. 1421-1444. ISSN : 0278-3649. DOI : [10.1177/0278364918768950](https://doi.org/10.1177/0278364918768950) (cf. p. 43, 54).
- Keppeler, M., Lakatos, D., Ott, C. et Albu-Schaffer, A. (oct. 2018a). « Elastic Structure Preserving Impedance (ES )Control for Compliantly Actuated Robots ». *2018 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. ISSN : 2153-0866, p. 5861-5868. DOI : [10.1109/IROS.2018.8593415](https://doi.org/10.1109/IROS.2018.8593415) (cf. p. 42, 43).
- Keppeler, M., Lakatos, D., Ott, C. et Albu-Schäffer, A. (avr. 2018b). « Elastic Structure Preserving (ESP) Control for Compliantly Actuated Robots ». *IEEE Transactions on Robotics* 34.2. Conference Name : IEEE Transactions on Robotics, p. 317-335. ISSN : 1941-0468. DOI : [10.1109/TR0.2017.2776314](https://doi.org/10.1109/TR0.2017.2776314) (cf. p. 42).
- Ker, R. F., Bennett, M. B., Bibby, S. R., Kester, R. C. et Alexander, R. M. (jan. 1987). « The spring in the arch of the human foot ». *Nature* 325.6100, p. 147-149. ISSN : 1476-4687. DOI : [10.1038/325147a0](https://doi.org/10.1038/325147a0) (cf. p. 16).
- Khalil, W. et Dombre, E. (2002). *Modeling, Identification and Control of Robots*. Elsevier. ISBN : 978-1-903996-66-9. DOI : [10.1016/B978-1-903996-66-9.X5000-3](https://doi.org/10.1016/B978-1-903996-66-9.X5000-3) (cf. p. 28, 44, 49, 122, 183).
- Khalil, W. et Kleinfinger, J. (avr. 1986). « A new geometric notation for open and closed-loop robots ». *1986 IEEE International Conference on Robotics and Automation Proceedings*. 1986 IEEE International Conference on Robotics and Automation Proceedings. T. 3, p. 1174-1179. DOI : [10.1109/ROBOT.1986.1087552](https://doi.org/10.1109/ROBOT.1986.1087552) (cf. p. 152).
- Kim, D. et Hwang, J.-M. (nov. 2018). « The center of pressure and ankle muscle co-contraction in response to anterior-posterior perturbations ». *PLOS ONE* 13.11, e0207667. ISSN : 1932-6203. DOI : [10.1371/journal.pone.0207667](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0207667) (cf. p. 20).
- Kistemaker, D. A. et Rozendaal, L. A. (mai 2011). « In Vivo Dynamics of the Musculoskeletal System Cannot Be Adequately Described Using a Stiffness-Damping-Inertia Model ». *PLOS ONE* 6.5, e19568. ISSN : 1932-6203. DOI : [10.1371/journal.pone.0019568](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0019568) (cf. p. 34, 58).
- Kondo, H. M., Loon, A. M. van, Kawahara, J.-I. et Moore, B. C. J. (fév. 2017). « Auditory and visual scene analysis : an overview ». *Philosophical Transactions of the Royal Society*



## Bibliographie

- B : Biological Sciences* 372.1714, p. 20160099. ISSN : 0962-8436. DOI : [10.1098/rstb.2016.0099](https://doi.org/10.1098/rstb.2016.0099) (cf. p. 12).
- Kruskal, W. H. et Wallis, W. A. (1<sup>er</sup> déc. 1952). « Use of Ranks in One-Criterion Variance Analysis ». *Journal of the American Statistical Association* 47.260, p. 583-621. ISSN : 0162-1459. DOI : [10.1080/01621459.1952.10483441](https://doi.org/10.1080/01621459.1952.10483441) (cf. p. 111).
- Krutky, M. A., Ravichandran, V. J., Trumbower, R. D. et Perreault, E. J. (jan. 2010). « Interactions between limb and environmental mechanics influence stretch reflex sensitivity in the human arm ». *Journal of neurophysiology* 103.1, p. 429-440. ISSN : 0022-3077. DOI : [10.1152/jn.00679.2009](https://doi.org/10.1152/jn.00679.2009) (cf. p. 21).
- Kurtzer, I. L., Pruszynski, J. A. et Scott, S. H. (mars 2008). « Long-Latency Reflexes of the Human Arm Reflect an Internal Model of Limb Dynamics ». *Current Biology* 18.6, p. 449-453. ISSN : 0960-9822. DOI : [10.1016/j.cub.2008.02.053](https://doi.org/10.1016/j.cub.2008.02.053) (cf. p. 18, 19).
- Kuxhaus, L., Zeng, S. et Robinson, C. J. (mars 2014). « Dependence of elbow joint stiffness measurements on speed, angle, and muscle contraction level ». *Journal of Biomechanics* 47.5, p. 1234-1237. ISSN : 1873-2380. DOI : [10.1016/j.jbiomech.2013.12.008](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.12.008) (cf. p. 22, 23).
- Lacquaniti, F., Borghese, N. A. et Carrozzo, M. (sept. 1991). « Transient reversal of the stretch reflex in human arm muscles ». *Journal of Neurophysiology* 66.3, p. 939-954. ISSN : 0022-3077. DOI : [10.1152/jn.1991.66.3.939](https://doi.org/10.1152/jn.1991.66.3.939) (cf. p. 18).
- Lacquaniti, F., Carrozzo, M. et Borghese, N. A. (mai 1993). « Time-varying mechanical behavior of multijointed arm in man ». *Journal of Neurophysiology*. DOI : [10.1152/jn.1993.69.5.1443](https://doi.org/10.1152/jn.1993.69.5.1443) (cf. p. 28, 60).
- Laghi, M., Ajoudani, A., Catalano, M. G. et Bicchi, A. (1<sup>er</sup> mars 2020). « Unifying bilateral teleoperation and tele-impedance for enhanced user experience ». *The International Journal of Robotics Research* 39.4, p. 514-539. ISSN : 0278-3649. DOI : [10.1177/0278364919891773](https://doi.org/10.1177/0278364919891773) (cf. p. 44).
- Lakatos, D., Petit, F. et Smagt, P. v. d. (oct. 2011). « Conditioning vs. excitation time for estimating impedance parameters of the human arm ». *2011 11th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, p. 636-642. DOI : [10.1109/Humanoids.2011.6100872](https://doi.org/10.1109/Humanoids.2011.6100872) (cf. p. 18, 19).
- Lamy, X., Colledani, F., Geffard, F., Measson, Y. et Morel, G. (mai 2009). « Achieving efficient and stable comanipulation through adaptation to changes in human arm impedance ». *2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, p. 265-271. DOI : [10.1109/ROBOT.2009.5152294](https://doi.org/10.1109/ROBOT.2009.5152294) (cf. p. 44, 45, 135-137, 159).
- Lamy, X. (jan. 2011). « Conception d'une interface de pilotage d'un Cobot ». These de doctorat. Paris 6 (cf. p. 14, 44, 45, 53, 68, 120, 121, 124, 136, 137, 164).
- Lamy, X., Collédani, F., Geffard, F., Measson, Y. et Morel, G. (oct. 2010). « Human force amplification with industrial robot : Study of dynamic limitations ». *2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, p. 2487-2494. DOI : [10.1109/IROS.2010.5651677](https://doi.org/10.1109/IROS.2010.5651677) (cf. p. 12).
- Lance, J. W., Burke, D. et Andrews, C. J. (1973). « The Reflex Effects of Muscle Vibration ». *Human Reflexes, Pathophysiology of Motor Systems, Methodology of Human Reflexes* 3. Publisher : Karger Publishers, p. 444-462. DOI : [10.1159/000394159](https://doi.org/10.1159/000394159) (cf. p. 35, 61).
- Langenberg, U., Hefter, H., Kessler, K. R. et Cooke, J. D. (jan. 1998). « Sinusoidal forearm tracking with delayed visual feedback. I. Dependence of the tracking error on the relative

- delay ». *Experimental Brain Research* 118.2, p. 161-170. ISSN : 0014-4819. DOI : [10.1007/s002210050268](https://doi.org/10.1007/s002210050268) (cf. p. 131).
- Latash, M. L. (juill. 1992). « Virtual trajectories, joint stiffness, and changes in the limb natural frequency during single-joint oscillatory movements ». *Neuroscience* 49.1, p. 209-220. ISSN : 0306-4522. DOI : [10.1016/0306-4522\(92\)90089-K](https://doi.org/10.1016/0306-4522(92)90089-K) (cf. p. 24).
- Latash, M. L. et Zatsiorsky, V. M. (déc. 1993). « Joint stiffness : Myth or reality ? » *Human Movement Science* 12.6, p. 653-692. ISSN : 0167-9457. DOI : [10.1016/0167-9457\(93\)90010-M](https://doi.org/10.1016/0167-9457(93)90010-M) (cf. p. 34, 62, 147).
- Lazaric, N. (1992). « Origines et développement de la robotique ». *Revue d'économie industrielle* 61.1, p. 54-67. DOI : [10.3406/rei.1992.1436](https://doi.org/10.3406/rei.1992.1436) (cf. p. 6).
- Lee, K. H., Lee, H. J., Lee, J., Ji, S. et Koo, J. C. (juin 2017). « A simple method to estimate the impedance of the human hand for physical human-robot interaction ». *2017 14th International Conference on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI)*, p. 152-154. DOI : [10.1109/URAI.2017.7992697](https://doi.org/10.1109/URAI.2017.7992697) (cf. p. 33, 61).
- Libet, B. (déc. 1985). « Unconscious cerebral initiative and the role of conscious will in voluntary action ». *Behavioral and Brain Sciences* 8.4, p. 529-539. ISSN : 1469-1825, 0140-525X. DOI : [10.1017/S0140525X00044903](https://doi.org/10.1017/S0140525X00044903) (cf. p. 19).
- Lim, S.-C., Lee, H.-K. et Park, J. (2015). « Role of combined tactile and kinesthetic feedback in minimally invasive surgery ». *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 11.3, p. 360-374. ISSN : 1478-596X. DOI : [10.1002/rcs.1625](https://doi.org/10.1002/rcs.1625) (cf. p. 12).
- Linnamo, V., Strojnik, V. et Komi, P. (avr. 2006). « Maximal force during eccentric and isometric actions at different elbow angles ». *European Journal of Applied Physiology* 96.6, p. 672-678. ISSN : 1439-6327. DOI : [10.1007/s00421-005-0129-x](https://doi.org/10.1007/s00421-005-0129-x) (cf. p. 22).
- Lortie, M. et Kearney, R. E. (1<sup>er</sup> mai 2001). « Identification of physiological systems : Estimation of linear timevarying dynamics with non-white inputs and noisy outputs ». *Medical and Biological Engineering and Computing* 39.3, p. 381-390. ISSN : 1741-0444. DOI : [10.1007/BF02345295](https://doi.org/10.1007/BF02345295) (cf. p. 65).
- Ludvig, D., Cathers, I. et Kearney, R. E. (nov. 2007). « Voluntary modulation of human stretch reflexes ». *Experimental Brain Research* 183.2, p. 201-213. ISSN : 0014-4819. DOI : [10.1007/s00221-007-1030-0](https://doi.org/10.1007/s00221-007-1030-0) (cf. p. 21).
- Ludvig, D., Visser, T. S., Giesbrecht, H. et Kearney, R. E. (juin 2011). « Identification of time-varying intrinsic and reflex joint stiffness ». *IEEE transactions on bio-medical engineering* 58.6, p. 1715-1723. ISSN : 1558-2531. DOI : [10.1109/TBME.2011.2113184](https://doi.org/10.1109/TBME.2011.2113184) (cf. p. 22, 25, 26, 62, 64).
- Mann, K. A., Wernere, F. W. et Palmer, A. K. (1989). « Frequency spectrum analysis of wrist motion for activities of daily living ». *Journal of Orthopaedic Research* 7.2, p. 304-306. ISSN : 1554-527X. DOI : [10.1002/jor.1100070219](https://doi.org/10.1002/jor.1100070219) (cf. p. 61).
- Matsuoka, K. (oct. 1985). « Sustained oscillations generated by mutually inhibiting neurons with adaptation ». *Biological Cybernetics* 52.6, p. 367-376. ISSN : 1432-0770. DOI : [10.1007/BF00449593](https://doi.org/10.1007/BF00449593) (cf. p. 19, 46).
- Mauchly, J. W. (juin 1940). « Significance Test for Sphericity of a Normal n-Variate Distribution ». *The Annals of Mathematical Statistics* 11.2, p. 204-209. ISSN : 0003-4851, 2168-8990. DOI : [10.1214/aoms/1177731915](https://doi.org/10.1214/aoms/1177731915) (cf. p. 104, 111).

## Bibliographie

- McGill, R., Tukey, J. W. et Larsen, W. A. (1<sup>er</sup> fév. 1978). « Variations of Box Plots ». *The American Statistician* 32.1, p. 12-16. ISSN : 0003-1305. DOI : [10.1080/00031305.1978.10479236](https://doi.org/10.1080/00031305.1978.10479236) (cf. p. 177).
- McMahon, T. A. (avr. 1984). *Muscles, Reflexes, and Locomotion*. Princeton University Press. ISBN : 978-0-691-02376-2 (cf. p. 16-18).
- Mengacci, R., Keppler, M., Pfanne, M., Bicchi, A. et Ott, C. (avr. 2021). « Elastic Structure Preserving Control for Compliant Robots Driven by Agonistic-Antagonistic Actuators (ESPaa) ». *IEEE Robotics and Automation Letters* 6.2. Conference Name : IEEE Robotics and Automation Letters, p. 879-886. ISSN : 2377-3766. DOI : [10.1109/LRA.2021.3052434](https://doi.org/10.1109/LRA.2021.3052434) (cf. p. 47).
- Mercat, J., Gilles, T., Zoghby, N. E., Sandou, G., Beauvois, D. et Gil, G. P. (20 déc. 2019). « Multi-Head Attention for Multi-Modal Joint Vehicle Motion Forecasting ». *arXiv :1910.03650 [cs]* (cf. p. 79).
- Milner, T. E. et Cloutier, C. (sept. 1998). « Damping of the wrist joint during voluntary movement ». *Experimental Brain Research* 122.3, p. 309-317. ISSN : 1432-1106. DOI : [10.1007/s002210050519](https://doi.org/10.1007/s002210050519) (cf. p. 20).
- Milner, T. E. (fév. 1993). « Dependence of elbow viscoelastic behavior on speed and loading in voluntary movements ». *Experimental Brain Research* 93.1, p. 177-180. ISSN : 1432-1106. DOI : [10.1007/BF00227793](https://doi.org/10.1007/BF00227793) (cf. p. 23).
- (avr. 2002). « Adaptation to destabilizing dynamics by means of muscle cocontraction ». *Experimental Brain Research* 143.4, p. 406-416. ISSN : 1432-1106. DOI : [10.1007/s00221-002-1001-4](https://doi.org/10.1007/s00221-002-1001-4) (cf. p. 20).
- Ministère du travail (2017). *Guide de prévention à destination des fabricants et des utilisateurs : pour la mise en oeuvre des applications collaboratives robotisées* (cf. p. 10).
- Moré, J. J. (1978). « The Levenberg-Marquardt algorithm : Implementation and theory ». *Numerical Analysis*. Sous la dir. de G. A. Watson. Lecture Notes in Mathematics. Berlin, Heidelberg : Springer, p. 105-116. ISBN : 978-3-540-35972-2. DOI : [10.1007/BFb0067700](https://doi.org/10.1007/BFb0067700) (cf. p. 81).
- Morice, A. H. P., Siegler, I. A., Bardy, B. G. et Warren, W. H. (1<sup>er</sup> août 2007). « Learning new perception–action solutions in virtual ball bouncing ». *Experimental Brain Research* 181.2, p. 249-265. ISSN : 1432-1106. DOI : [10.1007/s00221-007-0924-1](https://doi.org/10.1007/s00221-007-0924-1) (cf. p. 112, 131).
- Mussa-Ivaldi, F. A., Hogan, N. et Bizzi, E. (oct. 1985). « Neural, mechanical, and geometric factors subserving arm posture in humans ». *The Journal of Neuroscience : The Official Journal of the Society for Neuroscience* 5.10, p. 2732-2743. ISSN : 0270-6474 (cf. p. 22, 26-29, 58, 61, 62, 117, 149).
- Newham, D. J. et Hsiao, S. F. (juin 2001). « Knee muscle isometric strength, voluntary activation and antagonist co-contraction in the first six months after stroke ». *Disability and Rehabilitation* 23.9, p. 379-386. ISSN : 0963-8288. DOI : [10.1080/0963828001006656](https://doi.org/10.1080/0963828001006656) (cf. p. 20).
- Newman, W. S. (déc. 1992). « Stability and Performance Limits of Interaction Controllers ». *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control* 114.4, p. 563-570. ISSN : 0022-0434. DOI : [10.1115/1.2897725](https://doi.org/10.1115/1.2897725) (cf. p. 14, 43, 44, 136, 137, 164).
- Newman, W. S. et Zhang, Y. (1994). « Stable interaction control and coulomb friction compensation using natural admittance control ». *Journal of Robotic Systems* 11.1, p. 3-11. ISSN : 1097-4563. DOI : [10.1002/rob.4620110103](https://doi.org/10.1002/rob.4620110103) (cf. p. 44).

- Nichols, T. R. et Houk, J. C. (jan. 1976). « Improvement in linearity and regulation of stiffness that results from actions of stretch reflex ». *Journal of Neurophysiology* 39.1, p. 119-142. ISSN : 0022-3077. DOI : [10.1152/jn.1976.39.1.119](https://doi.org/10.1152/jn.1976.39.1.119) (cf. p. 18).
- Niemeyer, G., Preusche, C. et Hirzinger, G. (19 mai 2008). « Telerobotics ». *Automatica*. T. 25, p. 741-757. DOI : [10.1007/978-3-540-30301-5\\_32](https://doi.org/10.1007/978-3-540-30301-5_32) (cf. p. 120).
- Nishikawa, K., Biewener, A. A., Aerts, P., Ahn, A. N., Chiel, H. J., Daley, M. A., Daniel, T. L., Full, R. J., Hale, M. E., Hedrick, T. L., Lappin, A. K., Nichols, T. R., Quinn, R. D., Satterlie, R. A. et Szymik, B. (juill. 2007). « Neuromechanics : an integrative approach for understanding motor control ». *Integrative and Comparative Biology* 47.1, p. 16-54. ISSN : 1540-7063. DOI : [10.1093/icb/icm024](https://doi.org/10.1093/icb/icm024) (cf. p. 16).
- Olkin, I. (1960). *Contributions to probability and statistics ; essays in honor of Harold Hotelling*. Stanford, Calif. : Stanford University Press (cf. p. 104).
- OSHA (2021). *Accident Search Results Page | Occupational Safety and Health Administration*. URL : [https://www.osha.gov/pls/imis/AccidentSearch.search?acc\\_keyword=%22Robot%22&keyword\\_list=on](https://www.osha.gov/pls/imis/AccidentSearch.search?acc_keyword=%22Robot%22&keyword_list=on) (visité le 26/08/2021) (cf. p. 6).
- Ott, C., Albu-Schaffer, A., Kugi, A. et Hirzinger, G. (sept. 2003). « Decoupling based Cartesian impedance control of flexible joint robots ». *2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.03CH37422)*. T. 3. ISSN : 1050-4729, 3101-3107 vol.3. DOI : [10.1109/ROBOT.2003.1242067](https://doi.org/10.1109/ROBOT.2003.1242067) (cf. p. 41, 42).
- Ott, C., Mukherjee, R. et Nakamura, Y. (mai 2010). « Unified Impedance and Admittance Control ». *2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. ISSN : 1050-4729, p. 554-561. DOI : [10.1109/ROBOT.2010.5509861](https://doi.org/10.1109/ROBOT.2010.5509861) (cf. p. 15, 43, 44, 54, 128).
- Ozkul, F. et Erol Barkana, D. (juill. 2011). « Design of an admittance control with inner robust position control for a robot-assisted rehabilitation system RehabRoby ». *2011 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*. ISSN : 2159-6255, p. 104-109. DOI : [10.1109/AIM.2011.6027059](https://doi.org/10.1109/AIM.2011.6027059) (cf. p. 44).
- Pacchierotti, C., Meli, L., Chinello, F., Malvezzi, M. et Prattichizzo, D. (déc. 2015). « Cutaneous haptic feedback to ensure the stability of robotic teleoperation systems ». *The International Journal of Robotics Research* 34.14, p. 1773-1787. ISSN : 0278-3649. DOI : [10.1177/0278364915603135](https://doi.org/10.1177/0278364915603135) (cf. p. 12).
- Pacchierotti, C., Tirmizi, A. et Prattichizzo, D. (avr. 2014). « Improving Transparency in Teleoperation by Means of Cutaneous Tactile Force Feedback ». *ACM Transactions on Applied Perception* 11.1, 4 :1-4 :16. ISSN : 1544-3558. DOI : [10.1145/2604969](https://doi.org/10.1145/2604969) (cf. p. 12).
- Palazzolo, J. J., Ferraro, M., Krebs, H. I., Lynch, D., Volpe, B. T. et Hogan, N. (mars 2007). « Stochastic Estimation of Arm Mechanical Impedance During Robotic Stroke Rehabilitation ». *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 15.1. Conference Name : IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, p. 94-103. ISSN : 1558-0210. DOI : [10.1109/TNSRE.2007.891392](https://doi.org/10.1109/TNSRE.2007.891392) (cf. p. 60).
- Parisel, C. (2018). *Chirurgie assistée par robot : Gustave Roussy signe une première européenne en ORL*. URL : <https://www.gustaveroussy.fr/fr/chirurgie-assistee-par-robot-gustave-roussy-signe-une-premiere-europeenne-en-orl> (visité le 27/08/2021) (cf. p. 9).
- Paulus, J. (30 jan. 2013). *youBot Driver*. URL : <https://janpaulus.github.io/> (visité le 18/11/2021) (cf. p. 171).



## Bibliographie

- Pavlov, P. I. (juill. 2010). « Conditioned reflexes : An investigation of the physiological activity of the cerebral cortex ». *Annals of Neurosciences* 17.3, p. 136-141. ISSN : 0972-7531. DOI : [10.5214/ans.0972-7531.1017309](https://doi.org/10.5214/ans.0972-7531.1017309) (cf. p. 18).
- Perreault, E. J., Chen, K., Trumbower, R. D. et Lewis, G. (mai 2008). « Interactions with compliant loads alter stretch reflex gains but not intermuscular coordination ». *Journal of neurophysiology* 99.5, p. 2101-2113. ISSN : 0022-3077. DOI : [10.1152/jn.01094.2007](https://doi.org/10.1152/jn.01094.2007) (cf. p. 21).
- Perreault, E. J., Kirsch, R. F. et Acosta, A. M. (1<sup>er</sup> mai 1999). « Multiple-input, multiple-output system identification for characterization of limb stiffness dynamics ». *Biological Cybernetics* 80.5, p. 327-337. ISSN : 1432-0770. DOI : [10.1007/s004220050529](https://doi.org/10.1007/s004220050529) (cf. p. 60, 62, 63, 65).
- Perreault, E. J., Kirsch, R. F. et Crago, P. E. (1<sup>er</sup> déc. 2001). « Effects of voluntary force generation on the elastic components of endpoint stiffness ». *Experimental Brain Research* 141.3, p. 312-323. ISSN : 1432-1106. DOI : [10.1007/s002210100880](https://doi.org/10.1007/s002210100880) (cf. p. 61, 63).
- (1<sup>er</sup> août 2004). « Multijoint dynamics and postural stability of the human arm ». *Experimental Brain Research* 157.4, p. 507-517. ISSN : 1432-1106. DOI : [10.1007/s00221-004-1864-7](https://doi.org/10.1007/s00221-004-1864-7) (cf. p. 61).
- Peshkin, M. et Colgate, J. E. (jan. 1999). « Cobots ». *Industrial Robot : An International Journal* 26.5, p. 335-341. ISSN : 0143-991X. DOI : [10.1108/01439919910283722](https://doi.org/10.1108/01439919910283722) (cf. p. 8).
- Peternel, L., Tsagarakis, N., Caldwell, D. et Ajoudani, A. (1<sup>er</sup> juin 2018). « Robot adaptation to human physical fatigue in human-robot co-manipulation ». *Autonomous Robots* 42.5, p. 1011-1021. ISSN : 1573-7527. DOI : [10.1007/s10514-017-9678-1](https://doi.org/10.1007/s10514-017-9678-1) (cf. p. 46).
- Phan, G.-H., Hansen, C., Tommasino, P., Budhota, A., Mohan, D. M., Hussain, A., Burdet, E. et Campolo, D. (jan. 2020). « Estimating Human Wrist Stiffness during a Tooling Task ». *Sensors* 20.11. Number : 11 Publisher : Multidisciplinary Digital Publishing Institute, p. 3260. DOI : [10.3390/s20113260](https://doi.org/10.3390/s20113260) (cf. p. 61).
- Piovesan, D., Pierobon, A., DiZio, P. et Lackner, J. R. (2012). « Measuring multi-joint stiffness during single movements : numerical validation of a novel time-frequency approach. » *PloS one* 7.3, e33086-e33086. ISSN : 1932-6203. DOI : [10.1371/journal.pone.0033086](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0033086) (cf. p. 60-62, 65, 66).
- Piovesan, D., Pierobon, A., DiZio, P. et Lackner, J. R. (4 fév. 2011). « Comparative Analysis of Methods for Estimating Arm Segment Parameters and Joint Torques From Inverse Dynamics ». *Journal of Biomechanical Engineering* 133.3. ISSN : 0148-0731. DOI : [10.1115/1.4003308](https://doi.org/10.1115/1.4003308) (cf. p. 65).
- Popescu, F., Hidler, J. M. et Rymer, W. Z. (sept. 2003). « Elbow impedance during goal-directed movements ». *Experimental Brain Research* 152.1, p. 17-28. ISSN : 0014-4819. DOI : [10.1007/s00221-003-1507-4](https://doi.org/10.1007/s00221-003-1507-4) (cf. p. 24, 25, 34, 60).
- Popescu, F. C. et Rymer, W. Z. (1<sup>er</sup> nov. 2000). « End Points of Planar Reaching Movements Are Disrupted by Small Force Pulses : An Evaluation of the Hypothesis of Equifinality ». *Journal of Neurophysiology* 84.5, p. 2670-2679. ISSN : 0022-3077. DOI : [10.1152/jn.2000.84.5.2670](https://doi.org/10.1152/jn.2000.84.5.2670) (cf. p. 24).
- Pratt, G. et Williamson, M. (août 1995). « Series elastic actuators ». *Proceedings 1995 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Human Robot Interaction and Cooperative Robots*. T. 1, 399-406 vol.1. DOI : [10.1109/IROS.1995.525827](https://doi.org/10.1109/IROS.1995.525827) (cf. p. 41, 42).

- Provencher, M. T., Chahla, J., Sanchez, G., Cinque, M. E., Kennedy, N. I., Whalen, J., Price, M. D., Moatshe, G. et LaPrade, R. F. (avr. 2018). « Body Mass Index Versus Body Fat Percentage in Prospective National Football League Athletes : Overestimation of Obesity Rate in Athletes at the National Football League Scouting Combine ». *Journal of Strength and Conditioning Research* 32.4, p. 1013-1019. ISSN : 1533-4287. DOI : [10.1519/JSC.0000000000002449](https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002449) (cf. p. 101).
- Pruszynski, J. A., Kurtzer, I. et Scott, S. H. (juill. 2011). « The long-latency reflex is composed of at least two functionally independent processes ». *Journal of Neurophysiology* 106.1, p. 449-459. ISSN : 0022-3077. DOI : [10.1152/jn.01052.2010](https://doi.org/10.1152/jn.01052.2010) (cf. p. 18, 19).
- Rack, P. M. H. et Westbury, D. R. (oct. 1969). « The effects of length and stimulus rate on tension in the isometric cat soleus muscle ». *The Journal of Physiology* 204.2, p. 443-460. ISSN : 0022-3751 (cf. p. 22, 23).
- Raibert, M. H. et Craig, J. J. (juin 1981). « Hybrid Position/Force Control of Manipulators ». *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control* 103.2, p. 126-133. ISSN : 0022-0434. DOI : [10.1115/1.3139652](https://doi.org/10.1115/1.3139652) (cf. p. 14).
- Ravallec, C. (2015). *Travail et sécurité. Le mensuel de la prévention des risques professionnels — TMS. Les fondus de métal*. URL : <https://www.travail-et-securite.fr/ts/en-images/757/en-images-757.html> (visité le 27/08/2021) (cf. p. 9).
- Restrepo, S. S., Raiola, G., Chevalier, P., Lamy, X. et Sidobre, D. (juill. 2017). « Iterative virtual guides programming for human-robot comanipulation ». *2017 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, p. 219-226. DOI : [10.1109/AIM.2017.8014021](https://doi.org/10.1109/AIM.2017.8014021) (cf. p. 12).
- Ronsse, R. et Sternad, D. (nov. 2010). « Bouncing between model and data : stability, passivity, and optimality in hybrid dynamics. » *Journal of motor behavior* 42.6, p. 389-399. ISSN : 0022-2895. DOI : [10.1080/00222895.2010.526451](https://doi.org/10.1080/00222895.2010.526451) (cf. p. 2).
- Rouse, E. J., Gregg, R. D., Hargrove, L. J. et Sensinger, J. W. (fév. 2013). « The Difference between Stiffness and Quasi-stiffness in the Context of Biomechanical Modeling ». *IEEE transactions on bio-medical engineering* 60.2, p. 562-568. ISSN : 0018-9294. DOI : [10.1109/TBME.2012.2230261](https://doi.org/10.1109/TBME.2012.2230261) (cf. p. 34).
- Roveda, L., Maskani, J., Franceschi, P., Abdi, A., Braghin, F., Molinari Tosatti, L. et Pedrocchi, N. (1<sup>er</sup> nov. 2020). « Model-Based Reinforcement Learning Variable Impedance Control for Human-Robot Collaboration ». *Journal of Intelligent & Robotic Systems* 100.2, p. 417-433. ISSN : 1573-0409. DOI : [10.1007/s10846-020-01183-3](https://doi.org/10.1007/s10846-020-01183-3) (cf. p. 46).
- Rugy, A. de, Wei, K., Müller, H. et Sternad, D. (août 2003). « Actively tracking ‘passive’ stability in a ball bouncing task ». *Brain Research* 982.1, p. 64-78. ISSN : 0006-8993. DOI : [10.1016/S0006-8993\(03\)02976-7](https://doi.org/10.1016/S0006-8993(03)02976-7) (cf. p. 2, 19, 98).
- Sadeghian, H., Villani, L., Keshmiri, M. et Siciliano, B. (sept. 2011). « Multi-priority control in redundant robotic systems ». *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. ISSN : 2153-0858, p. 3752-3757. DOI : [10.1109/IRoS.2011.6094609](https://doi.org/10.1109/IRoS.2011.6094609) (cf. p. 51).
- Salisbury, K., Eberman, B. S., Levin, M. et Townsend, W. (1991). « The design and control of an experimental whole-arm manipulator ». *undefined* (cf. p. 42).
- Sanchez Restrepo, S. (fév. 2018). « Intuitive, iterative and assisted virtual guides programming for human-robot comanipulation ». phd. Université de Toulouse, Université Toulouse III - Paul Sabatier (cf. p. 159).

## Bibliographie

- Scassellati, B. (jan. 2002). « Theory of Mind for a Humanoid Robot ». *Autonomous Robots* 12.1, p. 13-24. ISSN : 1573-7527. DOI : [10.1023/A:1013298507114](https://doi.org/10.1023/A:1013298507114) (cf. p. 11).
- Schaal, S., Sternad, D., Osu, R. et Kawato, M. (oct. 2004). « Rhythmic arm movement is not discrete ». *Nature Neuroscience* 7.10, p. 1136-1143. ISSN : 1546-1726. DOI : [10.1038/nn1322](https://doi.org/10.1038/nn1322) (cf. p. 24).
- Schwarz, G. (mars 1978). « Estimating the Dimension of a Model ». *The Annals of Statistics* 6.2. Publisher : Institute of Mathematical Statistics, p. 461-464. ISSN : 0090-5364, 2168-8966. DOI : [10.1214/aos/1176344136](https://doi.org/10.1214/aos/1176344136) (cf. p. 82, 83).
- Shabani, M. et Stavness, I. (3 sept. 2018). « Simulating the effect of muscle stiffness and co-contraction on postural stability ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering : Imaging & Visualization* 6.5, p. 508-519. ISSN : 2168-1163. DOI : [10.1080/21681163.2017.1332530](https://doi.org/10.1080/21681163.2017.1332530) (cf. p. 133).
- Shadmehr, R., Mussa-Ivaldi, F. A. et Bizzi, E. (jan. 1993). « Postural force fields of the human arm and their role in generating multijoint movements ». *Journal of Neuroscience* 13.1, p. 45-62. ISSN : 0270-6474, 1529-2401. DOI : [10.1523/JNEUROSCI.13-01-00045.1993](https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.13-01-00045.1993) (cf. p. 28).
- Shadmehr, R. (sept. 1993). « Control of Equilibrium Position and Stiffness Through Postural Modules ». *Journal of Motor Behavior* 25.3, p. 228-241. ISSN : 0022-2895. DOI : [10.1080/00222895.1993.9942052](https://doi.org/10.1080/00222895.1993.9942052) (cf. p. 147).
- Shadmehr, R. et Wise, S. P. (oct. 2004). *The Computational Neurobiology of Reaching and Pointing : A Foundation for Motor Learning*. Sous la dir. de T. J. Sejnowski et T. A. Poggio. Computational Neuroscience Series. Cambridge, MA, USA : A Bradford Book. ISBN : 978-0-262-19508-9 (cf. p. 18, 19).
- Shelley, M. (1818). *Frankenstein; or, The Modern Prometheus*. London. 280 p. (cf. p. 6).
- Siegler, I. A., Bardy, B. G. et Warren, W. H. (2010). « Passive vs. active control of rhythmic ball bouncing : the role of visual information. » *Journal of experimental psychology. Human perception and performance*. DOI : [10.1037/a0016462](https://doi.org/10.1037/a0016462) (cf. p. 112).
- Singh, T. et Singhose, W. (2002). « Tutorial on input shaping/time delay control of maneuvering flexible structures ». *In American Control Conference* (cf. p. 68).
- Sinkjaer, T., Toft, E., Andreassen, S. et Hornemann, B. C. (sept. 1988). « Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors : intrinsic and reflex components ». *Journal of Neurophysiology* 60.3, p. 1110-1121. ISSN : 0022-3077. DOI : [10.1152/jn.1988.60.3.1110](https://doi.org/10.1152/jn.1988.60.3.1110) (cf. p. 19).
- Speich, J. E., Shao, L. et Goldfarb, M. (nov. 2005). « Modeling the human hand as it interacts with a telemanipulation system ». *Mechatronics* 15.9, p. 1127-1142. ISSN : 0957-4158. DOI : [10.1016/j.mechatronics.2005.06.001](https://doi.org/10.1016/j.mechatronics.2005.06.001) (cf. p. 32, 33).
- Stein, R. B. et Kearney, R. E. (1<sup>er</sup> jan. 1995). « Nonlinear behavior of muscle reflexes at the human ankle joint ». *Journal of Neurophysiology* 73.1, p. 65-72. ISSN : 0022-3077. DOI : [10.1152/jn.1995.73.1.65](https://doi.org/10.1152/jn.1995.73.1.65) (cf. p. 61, 66).
- Steinberger, J., Jacobs, D. R., Raatz, S., Moran, A., Hong, C.-P. et Sinaiko, A. R. (nov. 2005). « Comparison of body fatness measurements by BMI and skinfolds vs dual energy X-ray absorptiometry and their relation to cardiovascular risk factors in adolescents ». *International Journal of Obesity (2005)* 29.11, p. 1346-1352. ISSN : 0307-0565. DOI : [10.1038/sj.ijo.0803026](https://doi.org/10.1038/sj.ijo.0803026) (cf. p. 101).
- Stienen, A. H. A., McPherson, J. G., Schouten, A. C. et Dewald, J. P. A. (juin 2011). « The ACT-4D : A novel rehabilitation robot for the quantification of upper limb motor

- impairments following brain injury ». *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. ISSN : 1945-7901, p. 1-6. DOI : [10.1109/ICORR.2011.5975460](https://doi.org/10.1109/ICORR.2011.5975460) (cf. p. 44).
- Student (1908). « The Probable Error of a Mean ». *Biometrika* 6.1, p. 1-25. ISSN : 0006-3444. DOI : [10.2307/2331554](https://doi.org/10.2307/2331554) (cf. p. 103).
- Styan, G. P. H. (1<sup>er</sup> jan. 1973). « Hadamard products and multivariate statistical analysis ». *Linear Algebra and its Applications* 6, p. 217-240. ISSN : 0024-3795. DOI : [10.1016/0024-3795\(73\)90023-2](https://doi.org/10.1016/0024-3795(73)90023-2) (cf. p. 80).
- Tee, K. P., Burdet, E., Chew, C. M. et Milner, T. E. (mai 2004). « A model of force and impedance in human arm movements ». *Biological Cybernetics* 90.5, p. 368-375. ISSN : 1432-0770. DOI : [10.1007/s00422-004-0484-4](https://doi.org/10.1007/s00422-004-0484-4) (cf. p. 35).
- Teyssier, M., Bailly, G., Pelachaud, C. et Lecolinet, E. (2020). « Conveying Emotions Through Device-Initiated Touch ». *IEEE Transactions on Affective Computing*, p. 1-1. ISSN : 1949-3045. DOI : [10.1109/TAFFC.2020.3008693](https://doi.org/10.1109/TAFFC.2020.3008693) (cf. p. 11).
- Tiwana, M. I., Redmond, S. J. et Lovell, N. H. (2012). « A review of tactile sensing technologies with applications in biomedical engineering ». *Sensors & Actuators : A. Physical* Complete.179, p. 17-31. ISSN : 0924-4247. DOI : [10.1016/j.sna.2012.02.051](https://doi.org/10.1016/j.sna.2012.02.051) (cf. p. 12).
- Toft, E., Sinkjær, T. et Andreassen, S. (jan. 1989). « Mechanical and electromyographic responses to stretch of the human anterior tibial muscle at different levels of contraction ». *Experimental Brain Research* 74.1, p. 213-219. ISSN : 1432-1106. DOI : [10.1007/BF00248294](https://doi.org/10.1007/BF00248294) (cf. p. 19).
- Tresilian, J. (juill. 2013). *Sensorimotor Control & Learning : An Introduction to the Behavioral Neuroscience of Action* (cf. p. 16).
- TRINAMIC (19 déc. 2011). *TMCM-1632/TMCM-KR-841 EtherCAT<sup>TM</sup> Manual* (cf. p. 163, 164, 171).
- Trumbower, R. D., Krutky, M. A., Yang, B.-S. et Perreault, E. J. (mai 2009). « Use of Self-Selected Postures to Regulate Multi-Joint Stiffness During Unconstrained Tasks ». *PLOS ONE* 4.5, e5411. ISSN : 1932-6203. DOI : [10.1371/journal.pone.0005411](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0005411) (cf. p. 22).
- Tsetserukou, D., Neviarouskaya, A., Prendinger, H., Kawakami, N. et Tachi, S. (sept. 2009). « Affective haptics in emotional communication ». *2009 3rd International Conference on Affective Computing and Intelligent Interaction and Workshops*, p. 1-6. DOI : [10.1109/ACII.2009.5349516](https://doi.org/10.1109/ACII.2009.5349516) (cf. p. 11).
- Tsuji, T. (jan. 1997). « Human Arm Impedance in Multi-Joint Movements ». *Advances in Psychology*. Sous la dir. de P. Morasso et V. Sanguineti. T. 119. Self-Organization, Computational Maps, and Motor Control. North-Holland, p. 357-381. DOI : [10.1016/S0166-4115\(97\)80013-1](https://doi.org/10.1016/S0166-4115(97)80013-1) (cf. p. 28, 29, 34, 68).
- Tsuji, T., Morasso, P. G., Goto, K. et Ito, K. (mai 1995). « Human hand impedance characteristics during maintained posture ». *Biological Cybernetics* 72.6, p. 475-485. ISSN : 1432-0770. DOI : [10.1007/BF00199890](https://doi.org/10.1007/BF00199890) (cf. p. 29, 30, 33, 61, 62, 113, 147).
- Tsuji, T., Takeda, Y. et Tanaka, Y. (nov. 2004). « Analysis of mechanical impedance in human arm movements using a virtual tennis system ». *Biological Cybernetics* 91.5, p. 295-305. ISSN : 1432-0770. DOI : [10.1007/s00422-004-0515-1](https://doi.org/10.1007/s00422-004-0515-1) (cf. p. 30).
- Tsuji, T. et Tanaka, Y. (avr. 2008). « Bio-mimetic impedance control of robotic manipulator for dynamic contact tasks ». *Robotics and Autonomous Systems* 56.4, p. 306-316. ISSN : 09218890. DOI : [10.1016/j.robot.2007.09.001](https://doi.org/10.1016/j.robot.2007.09.001) (cf. p. 2, 31, 33, 113-115).



## Bibliographie

- Tufail, M. et Silva, C. W. de (août 2014). « Impedance control schemes for bilateral teleoperation ». *2014 9th International Conference on Computer Science Education*, p. 44-49. DOI : [10.1109/ICCSE.2014.6926428](https://doi.org/10.1109/ICCSE.2014.6926428) (cf. p. 44).
- Tukey, J. W. (1949). « Comparing Individual Means in the Analysis of Variance ». *Biometrics* 5.2, p. 99-114. ISSN : 0006-341X. DOI : [10.2307/3001913](https://doi.org/10.2307/3001913) (cf. p. 103).
- Valency, T. et Zacksenhouse, M. (sept. 2003). « Accuracy/Robustness Dilemma in Impedance Control ». *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control* 125.3, p. 310-319. ISSN : 0022-0434. DOI : [10.1115/1.1590685](https://doi.org/10.1115/1.1590685) (cf. p. 15).
- Vanderborght, B., Albu-Schaeffer, A., Bicchi, A., Burdet, E., Caldwell, D. G., Carloni, R., Catalano, M., Eiberger, O., Friedl, W., Ganesh, G., Garabini, M., Grebenstein, M., Grioli, G., Haddadin, S., Hoppner, H., Jafari, A., Laffranchi, M., Lefeber, D., Petit, F., Stramigioli, S., Tsagarakis, N., Van Damme, M., Van Ham, R., Visser, L. C. et Wolf, S. (déc. 2013). « Variable impedance actuators : A review ». *Robotics and Autonomous Systems* 61.12, p. 1601-1614. ISSN : 0921-8890. DOI : [10.1016/j.robot.2013.06.009](https://doi.org/10.1016/j.robot.2013.06.009) (cf. p. 40, 46, 47).
- Vaswani, A., Shazeer, N., Parmar, N., Uszkoreit, J., Jones, L., Gomez, A. N., Kaiser, L. et Polosukhin, I. (5 déc. 2017). « Attention Is All You Need ». *arXiv :1706.03762 [cs]* (cf. p. 79).
- Vredenburg, J. et Rau, G. (1973). « Surface Electromyography in Relation to Force, Muscle Length and Endurance ». *New Concepts of the Motor Unit, Neuromuscular Disorders, Electromyographic Kinesiology* 1, p. 607-622. DOI : [10.1159/000394062](https://doi.org/10.1159/000394062) (cf. p. 23).
- Wang, C., Jiang, L., Guo, C., Huang, Q., Yang, B. et Liu, H. (déc. 2017). « sEMG-based estimation of human arm force using regression model ». *2017 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*. 2017 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO), p. 1044-1049. DOI : [10.1109/ROBIO.2017.8324555](https://doi.org/10.1109/ROBIO.2017.8324555) (cf. p. 65).
- Weckx, M., Mathijssen, G., Si Mhand Benali, I., Furnemont, R., Van Ham, R., Lefeber, D. et Vanderborght, B. (juin 2014). « A Two-Degree of Freedom Variable Stiffness Actuator Based on the MACCEPA Concept ». *Actuators* 3.2, p. 20-40. DOI : [10.3390/act3020020](https://doi.org/10.3390/act3020020) (cf. p. 47).
- Wei, K., Dijkstra, T. M. H. et Sternad, D. (juin 2008). « Stability and Variability : Indicators for Passive Stability and Active Control in a Rhythmic Task ». *Journal of Neurophysiology* 99.6, p. 3027-3041. ISSN : 0022-3077. DOI : [10.1152/jn.01367.2007](https://doi.org/10.1152/jn.01367.2007) (cf. p. 2, 107).
- Williamson, M. M. (1999). « Robot arm control exploiting natural dynamics ». Thesis. Massachusetts Institute of Technology (cf. p. 42).
- Wolpert, D. M. et Ghahramani, Z. (nov. 2000). « Computational principles of movement neuroscience ». *Nature Neuroscience* 3.11, p. 1212-1217. ISSN : 1546-1726. DOI : [10.1038/81497](https://doi.org/10.1038/81497) (cf. p. 24).
- Yamaguchi, J., Nishino, D. et Takanishi, A. (mai 1998). « Realization of dynamic biped walking varying joint stiffness using antagonistic driven joints ». *Proceedings. 1998 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.98CH36146)*. T. 3. ISSN : 1050-4729, 2022-2029 vol.3. DOI : [10.1109/ROBOT.1998.680612](https://doi.org/10.1109/ROBOT.1998.680612) (cf. p. 46).
- Yamazaki, Y., Ohkuwa, T., Itoh, H. et Suzuki, M. (fév. 1994). « Reciprocal activation and coactivation in antagonistic muscles during rapid goal-directed movements ». *Brain Research Bulletin* 34.6, p. 587-593. ISSN : 0361-9230. DOI : [10.1016/0361-9230\(94\)90144-9](https://doi.org/10.1016/0361-9230(94)90144-9) (cf. p. 20).

- Yang, C., Peng, G., Cheng, L., Na, J. et Li, Z. (mai 2021). « Force Sensorless Admittance Control for Teleoperation of Uncertain Robot Manipulator Using Neural Networks ». *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics : Systems* 51.5. Conference Name : IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics : Systems, p. 3282-3292. ISSN : 2168-2232. DOI : [10.1109/TSMC.2019.2920870](https://doi.org/10.1109/TSMC.2019.2920870) (cf. p. 44).
- Yu, Y., Si, X., Hu, C. et Zhang, J. (1<sup>er</sup> juill. 2019). « A Review of Recurrent Neural Networks : LSTM Cells and Network Architectures ». *Neural Computation* 31.7, p. 1235-1270. ISSN : 0899-7667. DOI : [10.1162/neco\\_a\\_01199](https://doi.org/10.1162/neco_a_01199) (cf. p. 79).
- Zahalak, G. I. et Heyman, S. J. (fév. 1979). « A Quantitative Evaluation of the Frequency-Response Characteristics of Active Human Skeletal Muscle In Vivo ». *Journal of Biomechanical Engineering* 101.1, p. 28-37. ISSN : 0148-0731. DOI : [10.1115/1.3426220](https://doi.org/10.1115/1.3426220) (cf. p. 20).
- Zawadzki, J. et Siemieński, A. (2010). « Maximal frequency, amplitude, kinetic energy and elbow joint stiffness in cyclic movements ». *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 12.2, p. 55-64. ISSN : 1509-409X (cf. p. 24, 125).
- Zhou, K., Doyle, J. C. et Glover, K. (17 août 1995). *Robust and Optimal Control*. 1st edition. Upper Saddle River, N.J : Pearson. 616 p. ISBN : 978-0-13-456567-5 (cf. p. 121, 122).
- Ziegler, J. G. et Nichols, N. B. (1<sup>er</sup> nov. 1942). « Optimum Settings for Automatic Controllers ». *Transactions of the American Society of Mechanical Engineers* 64, p. 759-768. DOI : [10.1115/1.2899060](https://doi.org/10.1115/1.2899060) (cf. p. 163).