

STÉPHANE BOUCHARD

RELATION DYNAMIQUE ENTRE LES SIGNAUX  
ÉLECTROMYOGRAPHIQUES ET LE COUPLE PRODUIT  
AU COUDE LORS DE CONTRACTIONS À ANGLES  
CONSTANTS

Mémoire  
présenté  
à la Faculté des études supérieures  
de l'Université Laval  
pour l'obtention  
du grade de maître ès sciences (M.Sc.)

Département de génie mécanique  
FACULTÉ DES SCIENCES ET DE GÉNIE  
UNIVERSITÉ LAVAL  
QUÉBEC

FÉVRIER 2001

© Stéphane Bouchard, 2001

# RESUME

Ce mémoire utilise une approche basée sur les méthodes d'identification paramétrique afin de représenter la relation entre signaux électromyographiques du biceps et du triceps versus le moment de force au coude variant dynamiquement lors de contractions à angle constant. La performance de deux modèles linéaires, le modèle «Auto Regressive with eXogenous inputs (ARX)» et le modèle «Output Error(OE)», de plusieurs ordres sont comparées. La performance des modèles est évaluée lors de l'utilisation de différents pré-processeurs, basée sur des canaux uniques ou multiples et l'utilisation d'un filtre «adaptive whitening».

Le pré-processeur «multiple channels with adaptive whitening» améliore les performances d'identification. Le modèle OE permet une meilleure identification mais est sujet à des problèmes de convergence.

# ABSTRACT

This thesis analyzes different parametric system identification (ID) methods to determine a linear relationship between electromyographic signals from the biceps and the triceps and a dynamically varying torque about the elbow for constant angles contractions. The performance of two different linear models, Auto Regressive with eXogenous inputs (ARX) and Output Error (OE) of different orders are compared. The performance of the models are estimated with different pre-processors, single and multiple, with / without adaptive whitening filter.

The multiple channels with adaptive whitening pre-processor increases the performance of the two models tested. The OE model leads to a better identification performance but is subject to convergence problems.

# AVANT-PROPOS

Je remercie sincèrement le Dr Denis Rancourt pour sa patience, son soutien, ses encouragements et pour toutes les heures passées avec moi tout au long de ce projet.

Je remercie aussi le Dr Edward A. Clancy pour tout le support qu'il m'a fourni lors des expérimentations dans son laboratoire.

Je tiens aussi à remercier «la gang» du lab avec qui j'ai partagé ces dernières années autant pour le support moral que les bons conseils qu'ils ont bien voulu partager avec moi. Je remercie aussi Suzan et Gary qui ont bien voulu m'aider à faire les expérimentations.

Ce projet n'aurait pu être réalisé sans la coopération du département de Génie Mécanique, du Liberty Mutual Research Center et de leurs équipes respectives envers lesquelles je suis très reconnaissant.

Pour terminer, j'aimerais remercier mes parents, Thérèse et Raynald, et Geneviève qui m'ont toujours soutenu et ont toujours cru en moi.



# TABLE DES MATIERES

<b>RESUME</b>	<b>i</b>
<b>ABSTRACT</b>	<b>ii</b>
<b>AVANT-PROPOS</b>	<b>iii</b>
<b>TABLE DES MATIERES</b>	<b>iv</b>
<b>LISTE DES FIGURES</b>	<b>ix</b>
<b>LISTE DES TABLEAUX</b>	<b>xi</b>
<b>LISTE DES SYMBOLES</b>	<b>xii</b>
<b>1 Introduction</b>	<b>1</b>
<b>2 Revue de littérature</b>	<b>5</b>
2.1 Revue de l'identification de système par méthodes paramétriques . . . . .	6
2.1.1 Cas général de l'identification par méthodes paramétriques . . . . .	6
2.1.2 Cas spéciaux . . . . .	13
2.1.3 Résolution des modèles . . . . .	16
2.2 Traitement des signaux EMG . . . . .	20

2.2.1	Pré-processeurs EMG . . . . .	21
2.3	Littérature portant sur la relation EMG à couple / force . . . . .	32
<b>3</b>	<b>Objectifs</b>	<b>37</b>
3.1	Comparer plusieurs méthodes pour trouver la meilleure . . . . .	37
3.1.1	Type de pré-processeur . . . . .	38
3.1.2	Type de méthode pour identifier le point d'opération . . . . .	39
3.1.3	Type de système d'identification . . . . .	39
3.1.4	Ordre du système . . . . .	40
3.2	Vitesse d'activation du système . . . . .	40
<b>4</b>	<b>Expérimentation et méthodologie</b>	<b>41</b>
4.1	Présentation de l'expérience . . . . .	41
4.2	Matériel expérimental . . . . .	44
4.2.1	Calibrage des instruments . . . . .	52
4.2.2	Entraînement . . . . .	54
4.2.3	Tests expérimentaux effectués pour le système d'identification . . . . .	54
4.2.4	Fin des tests expérimentaux . . . . .	55
4.3	Traitement des signaux . . . . .	55
4.3.1	Première tranche de calculs . . . . .	57
4.3.2	Seconde tranche de calcul . . . . .	60
4.4	Performance . . . . .	60
4.5	Comparaison des résultats . . . . .	60
4.6	Matériel de traitement des signaux . . . . .	61
<b>5</b>	<b>Résultats</b>	<b>63</b>
5.1	Types de résultats d'intérêt . . . . .	64
5.2	Construction des tableaux de résultats . . . . .	65
5.2.1	Moyennage des données pour chaque ordre . . . . .	65
5.2.2	Globalisation des graphiques de moyennage par ordre . . . . .	66

5.2.3	Tableaux de résultats . . . . .	69
5.2.4	Aspect des données d'identification . . . . .	69
5.3	Graphique de pôles et de zéros . . . . .	73
<b>6</b>	<b>Discussion</b>	<b>75</b>
6.1	Ordre du système . . . . .	75
6.1.1	Positionnement des pôles et des zéros . . . . .	76
6.1.2	Influence du nombre de pôles et de zéros du système . . . . .	76
6.1.3	Courbe de l'erreur en fonction de l'ordre, du nombre de points et variance des coefficients du système . . . . .	78
6.2	Analyse de l'erreur . . . . .	79
6.3	Le point d'opération . . . . .	81
6.4	Meilleure méthode pour faire l'identification globale . . . . .	82
6.4.1	Activation rapide . . . . .	82
6.4.2	Activation lente . . . . .	83
6.4.3	Combinaison de pré-processeur et système d'identification . . . . .	84
6.4.4	Problèmes de convergence . . . . .	85
<b>7</b>	<b>Conclusion</b>	<b>86</b>
	<b>BIBLIOGRAPHIE</b>	<b>89</b>
	<b>REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES</b>	<b>94</b>
<b>A</b>	<b>Documentation utilisée pour l'expérimentation</b>	<b>99</b>
A.1	Annonce de journal . . . . .	100
A.2	Formulaire de réponse téléphonique . . . . .	102
A.3	Formulaire de consentement . . . . .	104
A.4	Expérimentation . . . . .	107
A.4.1	Documentation pour la personne en charge du PC MW . . . . .	108
A.4.2	Documentation pour la personne en charge du PC Target . . . . .	115
<b>B</b>	<b>Preuves et méthodes de calculs pour</b>	

<b>l'identification de système</b>	<b>117</b>
B.1 Point d'opération et perturbation basse fréquence . . . . .	118
B.1.1 Identification du point d'opération . . . . .	118
B.1.2 Identification à partir de la dérivée . . . . .	119
B.2 Critère d'optimisation dans le domaine fréquentiel . . . . .	120
<b>C Normalisation des signaux EMG</b>	<b>122</b>
C.1 Calcul des biais . . . . .	123
C.2 Calcul des gains de normalisation . . . . .	123
<b>D Résultats</b>	<b>126</b>
D.1 Graphiques des résultats . . . . .	127
D.1.1 ARX avec moyenne dans les données lors de l'identification . . . . .	127
D.1.2 ARX avec moyenne enlevée lors de l'identification . . . . .	127
D.1.3 OE avec un coefficient supplémentaire ( $\alpha$ ) . . . . .	128
D.1.4 OE avec moyenne enlevée lors de l'identification . . . . .	128
D.2 Meilleurs fichiers . . . . .	128
D.2.1 ARX avec moyenne dans les données lors de l'identification . . . . .	129
D.2.2 ARX avec moyenne enlevée lors de l'identification . . . . .	129
D.2.3 OE avec un coefficient supplémentaire ( $\alpha$ ) . . . . .	129
D.2.4 OE avec moyenne enlevée lors de l'identification . . . . .	129
D.3 Graphiques des distributions . . . . .	129
D.3.1 ARX avec moyenne dans les données lors de l'identification . . . . .	130
D.3.2 ARX avec moyenne enlevée lors de l'identification . . . . .	130

D.3.3	OE avec un coefficient supplémentaire ( $\alpha$ ) . . . . .	130
D.3.4	OE avec moyenne enlevée lors de l'identification . . . . .	130
<b>E</b>	<b>Pôles et Zéros</b> . . . . .	<b>131</b>
E.1	Les Pôles et les Zéros . . . . .	132
E.1.1	ARX avec moyenne dans les données lors de l'identification . . . . .	132
E.1.2	ARX avec moyenne enlevée lors de l'identification . . . . .	132
E.1.3	OE avec un coefficient supplémentaire ( $\alpha$ ) . . . . .	133
E.1.4	OE avec moyenne enlevée lors de l'identification . . . . .	133

# LISTE DES FIGURES

1.1	Exemple de signaux électromyographiques des différents muscles . . . . .	2
2.1	Bloc diagramme général d'un système dynamique linéaire . . . . .	7
2.2	Bloc diagramme du ARX . . . . .	13
2.3	Bloc diagramme du OE . . . . .	15
2.4	Exemple du «Single channel with no adaptive whitening» . . . . .	23
2.5	Bloc diagramme des opérations pour le «Single channel with no adaptive whitening » . . . . .	24
2.6	Exemple du «Multiple channels with no adaptive whitening» . . . . .	27
2.7	Bloc diagramme des opérations pour le «Multiple channels with no adaptive whitening» . . . . .	28
2.8	Exemple du «Single channel with adaptive whitening» . . . . .	30
2.9	Bloc diagramme des opérations pour le «Single channel with adaptive whitening» . . . . .	31

2.10	Exemple du «Multiple channels with adaptive whitening» . . . . .	33
2.11	Bloc diagramme des opérations pour le «Multiple channels with adaptive whitening» . . . . .	34
4.1	Sujet lors d'une simulation de test . . . . .	43
4.2	Vue arrière de la chaise expérimentale . . . . .	45
4.3	Vue frontale de la chaise expérimentale . . . . .	46
4.4	Support de la chaise expérimentale . . . . .	47
4.5	Membre supérieur droit d'un sujet dans le support . . . . .	48
4.6	Electrodes EMG et la boîte de connexion . . . . .	50
4.7	Schéma des électrodes en bandes. . . . .	50
4.8	Amplificateur de signaux EMG . . . . .	51
4.9	Écran d'ordinateur avec repère affichant le niveau de force désiré et celui demandé . . . . .	51
4.10	Traitement complet des résultats . . . . .	58
5.1	Distribution du %VAF en fonction de l'ordre . . . . .	67
5.2	%VAF, écart-type et nombre de fichiers ayant un %VAF entre 0 et 100 en fonction des ordres . . . . .	68
5.3	Couple de force réel et prédit . . . . .	72
5.4	Cercle unitaire typique d'un système . . . . .	74
6.1	Interprétation du cercle unitaire . . . . .	77
6.2	Critère de comparaison en fonction de l'ordre du modèle . . . . .	80

# LISTE DES TABLEAUX

2.1	Différents cas de l'équation générale . . . . .	9
2.2	Nomenclature pour système à simple ou multiple entrées / sorties . . . .	10
4.1	Combinaisons de pré-processeurs et de vitesse d'activation utilisées lors des tests pour chaque période . . . . .	56
4.2	Les ordres des différents systèmes étudiés . . . . .	60
4.3	Tableau des résultats expérimentaux . . . . .	62
5.1	Tableau des résultats expérimentaux, vitesse rapide . . . . .	70
5.2	Tableau des résultats expérimentaux, vitesse lente . . . . .	71



# LISTE DES SYMBOLES

ANN	Artificial Neural Network
AR	Auto Regressive
ARX	Auto Regressive with eXogenous (or eXternal) input
ARMA	Auto Regressive Moving Average
ARIMAX	Auto Regressive Integrated Moving Average with eXogenous (or eXternal) input
ARMAX	Auto Regressive Moving Average with eXogenous (or eXternal) input
ARARX	Auto Regressive Auto Regressive with eXogenous (or eXternal) input
BJ	Box-Jenkins
CCD	Charge-Coupled Device
EMG	Surface ElectroMyoGraphy
FIR	Finite Impulse Response
HPF	High Pass Filter
LPF	Low Pass Filter
MAV	Moving Average
MIMO	Multiple Inputs Multiple Outputs
MISO	Multiple Inputs Single Output

OE	Output Error
PCSA	Physiological Cross-Sectional Areas
PEM	Prediction-Error Method
SNR	Signal-to-Noise Ratio
SIMO	Single Input Multiple Outputs
SISO	Single Input Single Output
%VAR	Percent Variance Accounted For

# CHAPITRE 1

## Introduction

Les signaux électromyographiques (EMG) sont les impulsions que véhiculent les fibres musculaires lors de l'activation. Ces fibres sont à l'origine des forces musculaires. En traitant ces signaux, comme le fait le muscle, il est possible d'établir une interprétation des signaux. Les électrodes utilisées pour capter les signaux lisent la sommation de plusieurs impulsions à la fois. Un exemple de fichiers de données enregistrées est présenté à la Figure 1.1 pour plusieurs muscles lors d'une contraction au coude. Les données enregistrées sont caractérisées par la fréquence et l'amplitude de cette somme. L'amplitude des signaux EMG vient de la superposition de plusieurs impulsions simultanées. La fréquence de ces signaux EMG vient de l'augmentation de l'occurrence des impulsions. La variation de ces deux paramètres est fonction de plusieurs facteurs dont la force demandée, la fatigue et le stress.

Ces signaux EMG sont utilisés dans des études de fatigue, des études de rigidité des articulations et, plus couramment, dans le contrôle de prothèses. Ces dernières

Experiment = Lb, Subject = 7, File = 67

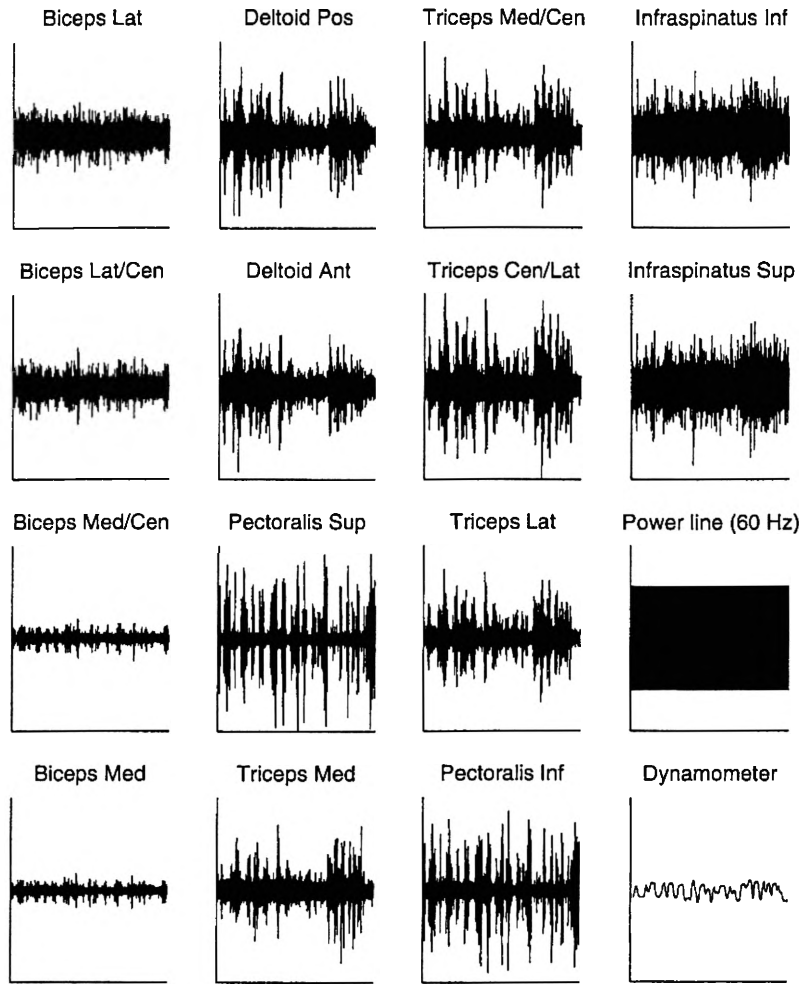


Figure 1.1: Exemple de signaux électromyographiques des différents muscles. Cette page montre tous les signaux électromyographiques enregistrés lors d'un test. En titre de chacun de ces sous-graphiques, le muscle est nommé. Les termes «lat», «cen» et «med» signifient respectivement latéral, central et médial. Le sous-graphique nommé «Power line» contient un enregistrement de la ligne de courant. Cet enregistrement permet de vérifier la précision de l'acquisition. Le sous-graphique titré «Dynamometer» est le moment au coude correspondant aux signaux acquis. Il faut aussi noter que les unités des signaux EMG sont toutes les mêmes.

sont souvent contrôlées avec des traitements de signaux (pré-processeurs) simples. En utilisant des modèles plus complexes, il est possible d'augmenter la précision des signaux traités et ainsi de faciliter le contrôle des prothèses.

Le présent projet vise à trouver une méthode d'identification paramétrique optimale pour prédire le couple produit par le coude à partir des signaux EMG du triceps et du biceps traités avec des pré-processeurs. Ces pré-processeurs sont des opérations mathématiques servant à préparer les données avant leur identification. Quatre différents types de pré-processeur ont été testés, certains utilisant les signaux d'une électrode EMG par muscle, d'autres quatre. De plus, l'utilisation d'un filtre supplémentaire, le filtre «adaptive whitening», a aussi été testée. Ce filtre permet de réduire le ratio entre le bruit et le signal.

En plus d'analyser la performance de pré-processeurs de différents types, deux méthodes d'identification ont été testées. Ces méthodes sont des modèles paramétriques de modèle «AutoRegressive with eXogenous inputs» (ARX) et le modèle «Output Error» (OE). Ces modèles sont utilisés pour trouver la relation entre les signaux EMG et le couple produit au coude.

Comme champ d'étude, le coude représente un choix judicieux car, sans être simple, il minimise le nombre de muscles utilisés pour certaines positions données. Basé sur ce principe, le coude représente donc une articulation intéressante pour l'étude, minimisant les relations entre-croisées entre les muscles et les compositions de la force par sources multiples.

Dans les chapitres suivants, le contenu des travaux de recherche est élaboré en détails. Le chapitre 2 présente une revue de littérature sur les différentes méthodes utilisées afin de préparer les données et sur les types de modèles d'identification. Cette revue se termine par une présentation des travaux ayant été faits par d'autres chercheurs pour trouver des relations entre le couple et les signaux EMG. Le chapitre 3 contient les objectifs de ce travail. Le chapitre de la méthodologie suit. La démarche expérimentale et l'appareillage utilisé lors de l'expérience y sont présentés. Le chapitre 5 quant à lui, contient les résultats de l'expérimentation. Le nombre de données analysées étant considérable, la plupart des graphiques sont placés en annexe. L'interprétation et l'analyse

des données sont faites au chapitre 6. Une conclusion indiquant les contributions principales de ce projet complète ce mémoire.

Ce projet de maîtrise découle d'une collaboration entre le Laboratoire de Bio-Ingénierie (Département de Génie Mécanique, Université Laval, Québec, Canada) et la Liberty Mutual Research Center for Safety & Health (Liberty Mutual Group, MA, USA).

# CHAPITRE 2

## Revue de littérature

La revue de littérature est composée de deux parties distinctes. La première partie porte sur l'identification de système par méthodes paramétriques. Dans la seconde partie, le traitement des signaux électromyographiques (EMG) est abordé. Les notions introduites dans ce chapitre ne sont qu'une introduction mais sont suffisantes pour couvrir le contenu de cette thèse.

## 2.1 Revue de l'identification de système par méthodes paramétriques

L'identification par méthodes paramétriques est basée sur la minimisation du carré des erreurs. Ce type d'identification est souvent utilisé dans le monde de la recherche ainsi que dans l'industrie pour faire l'identification de procédés complexes. Les méthodes paramétriques peuvent aussi être utilisées pour trouver la relation mathématique entre les signaux EMG et le couple produit au coude. Les méthodes utilisées pour ce type d'utilisation sont revues dans ce chapitre en commençant par la forme générale de l'équation. Par la suite, deux méthodes particulières utilisées sont présentées: le «Auto Regressive with eXogenous input model»(ARX) et le «Output Error model»(OE).

Une discussion complète des méthodes d'identification paramétrique peut être trouvée dans la littérature. Des auteurs comme Ljung [22] et Söderström et Stoica [31] ont publié des livres utilisés par tous comme références. Pour des renseignements concernant les filtres et l'optimisation, les livres écrits par Goldberg [13] et Press *et al.* [28] et [29] sont indispensables. Ljung a publié un second livre [23] et les notes de cours de A. Desbiens [12] sont des références appropriées.

### 2.1.1 Cas général de l'identification par méthodes paramétriques

L'identification de systèmes par boîte noire est utilisée pour estimer la fonction de transfert entre les entrées (signaux EMG) et la sortie (couple au coude) du système. La méthode utilisée est généralement une simplification du cas général adapté à une situation particulière. Dans cette section, le cas général est introduit et l'analyse des principaux points est présentée.



### 2.1.1.1 Équation générale

La méthode d'identification par boîte noire est souvent une simplification du cas général. Quelques personnes pourraient être tentées d'utiliser directement la forme générale de l'équation pour tous les cas mais ce n'est pas approprié. Le nombre de paramètres dans le modèle doit être maintenu le plus près possible de la réalité. En utilisant un modèle d'ordre trop élevé, le nombre de coefficients devient plus élevé, ce qui décroît la précision sur chacun d'eux.

La représentation par bloc diagramme d'un système dynamique linéaire est présentée à la Figure 2.1. L'expression mathématique équivalente est donnée par les équations 2.1 et 2.2.

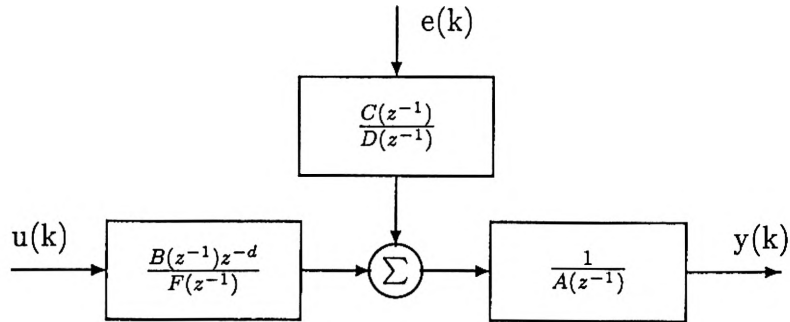


Figure 2.1: Bloc diagramme général d'un système dynamique linéaire

$$A(z^{-1})y(k) = \frac{B(z^{-1})z^{-d}}{F(z^{-1})}u(k) + \frac{C(z^{-1})}{D(z^{-1})}e(k) \quad (2.1)$$

où,

$$A(z^{-1}) = 1 + a_1z^{-1} + \dots + a_{na}z^{-na}$$

$$B(z^{-1}) = b_1z^{-1} + \dots + b_{nb}z^{-nb}$$

$$C(z^{-1}) = 1 + c_1z^{-1} + \dots + c_{nc}z^{-nc}$$

$$D(z^{-1}) = 1 + d_1z^{-1} + \dots + d_{nd}z^{-nd}$$

$$F(z^{-1}) = 1 + f_1z^{-1} + \dots + f_{nf}z^{-nf}$$

Cette équation peut être reformulée:

$$y(k) = G(z^{-1})u(k) + H(z^{-1})e(k) \quad (2.2)$$

où,

$$G(z^{-1}) = \frac{B(z^{-1})z^{-d}}{F(z^{-1})A(z^{-1})}$$

$$H(z^{-1}) = \frac{C(z^{-1})}{D(z^{-1})A(z^{-1})}$$

Le polynôme  $B(z^{-1})$  est le seul ayant une forme non-monique (le premier coefficient du polynôme est zéro). La variable  $d$  représente le retard (domaine discret) entre l'entrée et la sortie. Ce retard a une influence importante lors de l'identification par méthodes paramétriques et peut produire une erreur de biais sur l'estimé du critère d'erreur.

Les ordres des polynômes sont représentés par les variables  $na, nb, nc, nd$  and  $nf$ . Ces ordres sont *a priori* inconnus. Il est important de tester différents modèles et ordres afin de trouver la combinaison qui représente le mieux les données identifiées.

Plusieurs cas particuliers peuvent être obtenus à partir de l'équation 2.1 (voir Tableau 2.1). Chacun de ces cas a des avantages particuliers et doit être considéré comme une solution potentielle lors des essais préliminaires. Dans cette thèse, deux modèles, le modèle ARX et le modèle OE sont utilisés pour trouver la relation entre les signaux EMG et le couple produit au coude.

### 2.1.1.2 Nombre d'entrées et de sorties d'un système

La méthode d'identification par boîte noire n'est pas restreinte par le nombre de d'entrées et de sorties du système. Plusieurs systèmes ont plus d'une entrée et / ou sortie. Une nomenclature spéciale est utilisée pour identifier ces cas. Les différentes possibilités sont listées dans le Tableau 2.2.

Toutes les démonstrations mathématiques pour faire l'identification sont similaires, indépendamment du nombre d'entrées / sorties. Les preuves et développements

Tableau 2.1: Différents cas de l'équation générale. En utilisant différentes combinaisons de polynômes, des cas spéciaux de l'équation générale peuvent être développés.

Abbreviation	Nom anglais complet	Polynômes présents
AR	Auto Regressive	$A(z^{-1})$
<b>ARX</b>	<b>Auto Regressive with eXogenous input</b>	<b><math>A(z^{-1})</math> and <math>B(z^{-1})</math></b>
ARMA	Auto Regressive Moving Average	$B(z^{-1})$ and $C(z^{-1})$
ARMAX	Auto Regressive Moving Average with eXogenous input	$A(z^{-1})$ , $B(z^{-1})$ and $C(z^{-1})$
ARARX	Auto Regressive Auto Regressive with eXogenous input	$A(z^{-1})$ , $B(z^{-1})$ and $D(z^{-1})$
BJ	Box-Jenkins	$A(z^{-1})$ , $B(z^{-1})$ , $C(z^{-1})$ and $D(z^{-1})$
<b>OE</b>	<b>Output Error</b>	<b><math>B(z^{-1})</math> and <math>F(z^{-1})</math></b>

mathématiques de cette thèse sont basés sur le SISO mais le lecteur peut très facilement faire le parallèle avec le MISO.

L'équation générale 2.1 pour 2 entrées et 2 sorties telle qu'utilisée dans cette thèse peut donc être réécrite:

$$A(z^{-1})y(k) = \frac{B_1(z^{-1})z^{-d_1}}{F_1(z^{-1})}u_1(k) + \frac{B_2(z^{-1})z^{-d_2}}{F_2(z^{-1})}u_2(k) + \frac{C(z^{-1})}{D(z^{-1})}e(k) \quad (2.3)$$

où les indices réfèrent à une entrée particulière. Chaque entrée a sa propre fonction de transfert et son propre retard. Dans ce projet, l'identification a été faite sans retard dans les fonctions de transfert des entrées.

### 2.1.1.3 Interprétation fréquentielle du critère de minimisation

L'erreur est le meilleur indicateur du succès d'une identification. L'erreur est définie comme étant la différence entre la sortie réelle et la sortie prédite. Il est intéressant

Tableau 2.2: Nomenclature pour système à simple ou multiple entrées / sorties.

MIMO	Multiple Inputs, Multiple Outputs
MISO	Multiple Inputs, Single Output
SIMO	Single Input, Multiple Outputs
SISO	Single Input, Single Output

de faire cette démonstration afin d'avoir une idée des forces et des faiblesses des algorithmes. La prédiction du système est basée sur les entrées présentes et passées ainsi que sur les sorties passées. Une partie des erreurs provient de l'identification imparfaite alors qu'une autre provient de la partie stochastique.

### Prédicteur à un pas avant

Le prédicteur à un pas avant («one step ahead predictor») est utilisé pour calculer l'évaluation de la prochaine sortie basée sur les données précédentes. Quand un bruit blanc est inclus dans le système, il est possible de prédire le futur avec une moins grande erreur. La démonstration est présentée dans Ljung [22, p.54-56]. L'équation du prédicteur à un pas est:

$$\hat{y}(k|k-1) = [1 - H^{-1}(z^{-1})]y(k) + H^{-1}(z^{-1})G(z^{-1})u(k) \quad (2.4)$$

où  $y(k)$  et  $u(k)$  sont respectivement la sortie et l'entrée. Le terme  $\hat{y}(k|k-1)$  est la prédiction de  $y(k)$  en assumant que sa valeur à  $k-1$  ( $y(k-1)$ ) est connue. En mathématique, l'opérateur «|» est l'opérateur conditionnel. Dans l'équation 2.4, le polynôme  $H^{-1}(z^{-1})$  est monique. Le terme  $[1 - H^{-1}(z^{-1})]$  quant à lui est non-monique et de surcroît ne réfère pas à la sortie présente.

## Prédiction de l'erreur

Basée sur le prédicteur à un pas avant, la prédiction de l'erreur peut être calculée. Cette erreur est définie comme étant la différence entre la prédiction à un pas avant,  $\hat{y}(k|k-1)$  et la vraie sortie,  $y(k)$ . L'équation est donc:

$$\begin{aligned}\widetilde{\epsilon}(k) &= y(k) - \hat{y}(k|k-1) \\ &= H^{-1}(z^{-1})[y(k) - G(z^{-1})u(k)]\end{aligned}\quad (2.5)$$

où  $\widetilde{\epsilon}(k)$  est l'estimé de l'erreur  $e(k)$ . Les polynômes  $H(z^{-1})$  et  $G(z^{-1})$  sont définis avec l'équation 2.2 et  $\hat{y}(k|k-1)$  est un polynôme défini à la section 2.1.1.3.

L'erreur est dépendante du pré-traitement des données. Si le filtre linéaire  $L(z^{-1})$  est appliqué à l'entrée et à la sortie du système avant l'identification l'équation 2.5 devient:

$$\begin{aligned}\epsilon(k) &= L(z^{-1})y(k) - L(z^{-1})\hat{y}(k|k-1) \\ &= L(z^{-1})H^{-1}(z^{-1})[y(k) - G(z^{-1})u(k)]\end{aligned}\quad (2.6)$$

où  $\epsilon(k)$  est l'erreur filtrée, c'est-à-dire  $\epsilon(k) = L(z^{-1})\widetilde{\epsilon}(k)$ .

## Analyse fréquentielle du critère

L'analyse fréquentielle du critère aide à la compréhension du système. La représentation diffère pour chaque structure de modèle. L'expression générale du critère dans le domaine fréquentiel est démontrée en Annexe B.2 et peut aussi être retrouvée dans tous les livres traitant d'identification de systèmes. L'équation est dépendante du critère de minimisation. Dans cet ouvrage, la somme minimale des carrés est utilisée comme critère de performance. L'équation de cette somme minimale des carrés est la suivante:

$$V(\theta) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \epsilon^2(k) \quad (2.7)$$

où  $N$  représente le nombre de points dans le vecteur d'entrée et  $\epsilon^2(k)$  est le carré de l'erreur.

Dans le domaine fréquentiel, cette équation devient:

$$V(\theta) = \frac{T}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{T}}^{\frac{\pi}{T}} \frac{|L(e^{j\omega T})|^2 |G_o(e^{j\omega T}) - G(e^{j\omega T})|^2}{|H(e^{j\omega T})|^2} \Phi_u(\omega) d\omega + \frac{T}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{T}}^{\frac{\pi}{T}} \frac{|L(e^{j\omega T})|^2 |H_o(e^{j\omega T})|^2}{|H(e^{j\omega T})|^2} \sigma_e^2 d\omega \quad (2.8)$$

où  $\theta$  est la matrice des coefficients de l'équation. Le terme  $G(e^{j\omega T})$  représente la relation dynamique entre l'entrée et la sortie comme introduit dans l'équation 2.2. La fonction de transfert du bruit,  $H(e^{j\omega T})$ , est aussi introduite dans cette même équation. Les mêmes fonctions avec l'indice «o» réfèrent aux fonctions de transfert réelles. Lors de l'identification parfaite, (quand  $G_o(e^{j\omega T}) = G(e^{j\omega T})$  et  $H_o(e^{j\omega T}) = H(e^{j\omega T})$ ), l'erreur est égale à la variance du bruit blanc (ou blanc et filtré).  $\Phi_u(\omega)$  et  $\Phi_y(\omega)$  sont respectivement les spectres fréquentiels de l'entrée et de la sortie.

La fonction  $L(e^{j\omega T})$  est la représentation fréquentielle de  $L(z^{-1})$  définie auparavant comme étant un filtre linéaire appliqué sur les signaux d'entrée et de sortie. Ce filtre a la particularité de modifier la partie stochastique du signal sans modifier la partie déterministe. Ce filtre peut donc être utilisé pour modifier le poids donné à des fréquences particulières lors de l'identification. La meilleure identification est donc toujours un compromis entre l'identification de la partie stochastique et la partie déterministe.

Cette représentation fréquentielle du critère de minimisation de l'erreur peut donc être utilisée pour faire le choix du modèle et de la période d'échantillonnage pour l'expérimentation. Ces deux derniers points sont repris plus loin dans cette thèse.

## 2.1.2 Cas spéciaux

Dans la section qui suit, deux modèles différents sont présentés plus en détail. Il s'agit du ARX et du OE. Le ARX a été choisi parce qu'il est le plus couramment utilisé dans la littérature et le OE parce que Thelen *et al.* [35], [33] et [34] l'ont utilisé avec succès pour faire de l'identification de système avec des signaux EMG. Ces deux modèles sont des simplifications du modèle général présenté dans l'équation 2.1.

### 2.1.2.1 Auto Regressive with eXogenous input (ARX)

La caractéristique première du ARX est la présence de pôles communs entre le bruit et les entrées. Cette caractéristique peut être interprétée comme un bruit entrant tôt dans le système. Le ARX est un des modèles les simples du cas général (équation 2.3). L'équation spécifique du ARX en configuration MISO est présentée dans l'équation 2.9 et son bloc diagramme est présenté à la Figure 2.2.

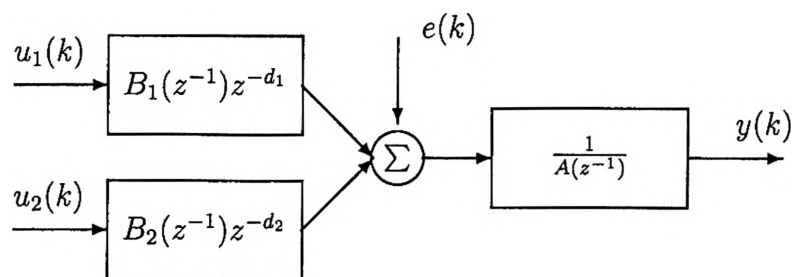


Figure 2.2: Bloc diagramme du ARX

$$A(z^{-1})y(k) = B_1(z^{-1})z^{-d_1}u_1(k) + B_2(z^{-1})z^{-d_2}u_2(k)e(k) \quad (2.9)$$

Les polynômes  $A(z^{-1})$ ,  $B_1(z^{-1})$  et  $B_2(z^{-1})$  réfèrent à ceux définis pour l'équation 2.1. Les indices 1 et 2 réfèrent au numéro d'identification de l'entrée. Le terme  $e(k)$  est un bruit blanc.  $u_1(k)$ ,  $u_2(k)$  et  $y(k)$  sont les deux entrées et la sortie. Dans ce travail, il n'y a pas de retard sur les entrées, ce qui signifie que les termes  $z^{-d_1}$  et  $z^{-d_2}$  ne sont pas utilisés.

Ce modèle peut être résolu par la méthode des moindres carrés simples (MCS) (voir section 2.1.3.1). Cette simplicité en fait donc souvent le premier modèle essayé. La méthode des MCS a aussi le grand avantage de converger à tous les coups sur le minimum global. Le seul problème connu avec cette méthode advient quand la matrice de régression est singulière.

L'analyse du critère de minimisation au niveau fréquentiel est présentée dans l'équation 2.10.

$$\begin{aligned}
 V(\theta) = & \frac{T}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{T}}^{\frac{\pi}{T}} \frac{|L(e^{j\omega T})|^2 \left| \frac{B_{o1}(e^{j\omega T})}{A_o(e^{j\omega T})} - \frac{B_1(e^{j\omega T})}{A(e^{j\omega T})} \right|^2}{\left| \frac{1}{A(e^{j\omega T})} \right|^2} \Phi_{u1}(\omega) d\omega + \\
 & \frac{T}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{T}}^{\frac{\pi}{T}} \frac{|L(e^{j\omega T})|^2 \left| \frac{B_{o2}(e^{j\omega T})}{A_o(e^{j\omega T})} - \frac{B_2(e^{j\omega T})}{A(e^{j\omega T})} \right|^2}{\left| \frac{1}{A(e^{j\omega T})} \right|^2} \Phi_{u2}(\omega) d\omega + \\
 & \frac{T}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{T}}^{\frac{\pi}{T}} \frac{|L(e^{j\omega T})|^2 \left| \frac{1}{A_o(e^{j\omega T})} \right|^2}{\left| \frac{1}{A(e^{j\omega T})} \right|^2} \sigma_e^2 d\omega
 \end{aligned} \tag{2.10}$$

où les polynômes  $A(z^{-1})$ ,  $B_1(z^{-1})$  et  $B_2(z^{-1})$  sont les mêmes que ceux introduits à l'équation 2.1. Les mêmes polynômes mais avec l'indice «o» sont les polynômes réels, comme dans l'équation 2.8.

Le polynôme  $A(z^{-1})$  a un effet de filtre passe-haut («High pass Filter», HPF) (Note: L'inverse de ce polynôme est utilisé dans l'équation 2.10). Ce système pondère donc les hautes fréquences à la hausse. Cette situation peut être corrigée en filtrant les données d'entrée et de sortie avec un filtre inverse de  $A(z^{-1})$ .

Un modèle ARX d'ordre élevé peut, en théorie, approximer tous les systèmes. En pratique, en augmentant l'ordre du système, la flexibilité augmente mais la précision décroît avec le nombre de coefficients. Cette importante loi est celle de la parcimonie. [22, p.409].



### 2.1.2.2 Output Error (OE)

Le OE est un modèle caractérisé par un bruit blanc pur. Par conséquent, il est clair que le OE ne peut être utilisé avec des systèmes à rétroaction. Plusieurs systèmes peuvent être représentés par un OE. Dans ce modèle, le bruit est indépendant des entrées et de la sortie, ce qui permet de dire que le bruit arrive à la fin du système (près de la sortie). Les pôles de chaque entrée sont indépendants. Ce modèle est représenté par l'équation 2.11 et le bloc diagramme à la Figure 2.3.

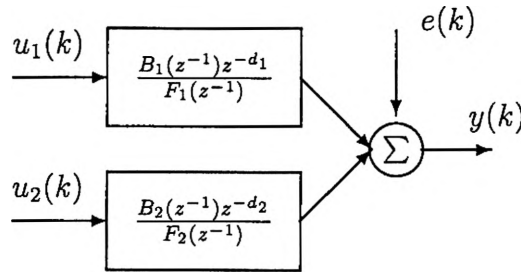


Figure 2.3: Bloc diagramme du OE

$$y(k) = \frac{B_1(z^{-1})z^{-d_1}}{F_1(z^{-1})}u_1(k) + \frac{B_2(z^{-1})z^{-d_2}}{F_2(z^{-1})}u_2(k) + e(k) \quad (2.11)$$

où les polynômes  $B_1(z^{-1})$ ,  $F_1(z^{-1})$ ,  $B_2(z^{-1})$  et  $F_2(z^{-1})$  sont définis dans l'équation 2.1. Les indices 1 et 2 réfèrent au numéro d'identification de l'entrée. Le terme  $e(k)$  est un bruit blanc.  $u_1(k)$ ,  $u_2(k)$  et  $y(k)$  sont les deux entrées et la sortie. Dans ce travail, il n'y a pas de retard sur les entrées, ce qui signifie que les termes  $z^{-d_1}$  et  $z^{-d_2}$  ne sont pas utilisés.

Le OE ne peut pas être résolu par une méthode linéaire. Une méthode d'optimisation doit être utilisée (voir section 2.1.3.2). Certaines méthodes spéciales peuvent être utilisées. Le mode de résolution du OE est le point faible de ce modèle.

L'analyse du critère de minisation au niveau fréquentiel est présenté dans l'équation 2.12.

$$\begin{aligned}
V(\theta) = & \frac{T}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{T}}^{\frac{\pi}{T}} |L(e^{j\omega T})|^2 \left| \frac{B_{o1}(e^{j\omega T})}{F_{o1}(e^{j\omega T})} - \frac{B_1(e^{j\omega T})}{F_1(e^{j\omega T})} \right|^2 \Phi_{u1}(\omega) d\omega + \\
& \frac{T}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{T}}^{\frac{\pi}{T}} |L(e^{j\omega T})|^2 \left| \frac{B_{o2}(e^{j\omega T})}{F_{o2}(e^{j\omega T})} - \frac{B_2(e^{j\omega T})}{F_2(e^{j\omega T})} \right|^2 \Phi_{u2}(\omega) d\omega + \\
& \frac{T}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{T}}^{\frac{\pi}{T}} |L(e^{j\omega T})|^2 \sigma_e^2 d\omega
\end{aligned} \tag{2.12}$$

où les polynômes  $A(z^{-1})$ ,  $B_1(z^{-1})$  et  $B_2(z^{-1})$  sont les mêmes que ceux introduits à l'équation 2.1. Les mêmes polynômes mais avec l'indice «o» sont les polynômes réels, comme dans l'équation 2.8.

## 2.1.3 Résolution des modèles

### 2.1.3.1 Résolution du ARX

Le ARX peut être facilement résolu avec la méthode des MCS. Le critère analytique à minimiser pour le MCS est fourni dans l'équation 2.7. Cette méthode converge à tout coup vers le minimum global. La solution est donnée par l'équation 2.13:

$$\hat{\theta}_N = (\Phi_N^T \Phi_N)^{-1} \Phi_N^T Y_N \tag{2.13}$$

où le terme  $Y_N$  est le vecteur de sortie et  $\Phi_N$  est la matrice de régression. Si la matrice de  $\Phi_N^T \Phi_N$  est singulière, le système ne peut pas être résolu. Cette situation arrive souvent dans des cas où les entrées sont redondantes.

La matrice de covariance de la méthode des MCS est:

$$\text{cov}(\hat{\theta}, \hat{\theta}) = \sigma_e^2 (\Phi_N^T \Phi_N)^{-1} \tag{2.14}$$

où,

$$\sigma_e^2 = \frac{2}{N-p} V(\hat{\theta}) \tag{2.15}$$

$N$  est le nombre possible d'équations (relative à la structure du modèle et au nombre de données disponibles),  $p$  est le nombre de paramètres et comme dans l'équation 2.13,  $\Phi_N$  est la matrice de régression.  $V(\hat{\theta})$  est le même critère de minimisation défini dans l'équation 2.7. La diagonale de la matrice de covariance est la variance de chaque coefficient et peut être utilisée comme indication de l'efficacité de l'identification.

### 2.1.3.2 Résolution du OE

Le OE est un modèle linéaire mais ne peut pas être résolu par une méthode linéaire. Il doit être résolu par une méthode de minimisation ou par une méthode spéciale. Ces méthodes doivent être utilisées avec précaution car elles peuvent converger vers des minimums locaux. Certaines méthodes sont introduites dans la section qui suit mais certaines autres moins souvent utilisées peuvent aussi être trouvées dans la littérature [22] et [31]. Pour la résolution du OE, la méthode d'optimisation de Gauss-Newton est la plus souvent utilisée.

Les méthodes de minimisation pour la résolution des modèles portent généralement le nom de «Prediction Error Model» (PEM). Ces types de modèles sont utilisés pour résoudre la plupart des cas de l'équation générale 2.1.

Les PEM sont applicables seulement si les points suivants sont respectés:

- Le système est bien représenté par la forme choisie.
- L'ordre du système est bon.
- Le bruit dans le système est bien représenté par la partie stochastique.

Pour les PEMs, la variance des coefficients peut être approximée par:

$$\text{var}[G(e^{i\omega T})] \approx \frac{n}{N} \frac{\Phi_{He}(\omega)}{\Phi_u \omega} \quad (2.16)$$

où  $N$  est le nombre de données,  $n$  est le nombre de coefficients dans le système et  $\Phi_{He}(\omega)$  et  $\Phi_u(\omega)$  sont respectivement les spectres de la perturbation et de l'entrée. Cette

équation montre l'importance d'avoir un grand nombre de points afin de minimiser la variance des coefficients. Il faut généralement 5 à 10 fois la répétition de la plus longue constante de temps du système pour bien arriver à le représenter. L'excitation du système doit aussi être dans la même bande de fréquence que celle où le système sera utilisé.

Dans les deux prochaines sections, deux méthodes de résolution avec PEM sont présentées. Par la suite, une méthode itérative d'approximation est présentée pour résoudre le OE.

### Méthodes traditionnelles de minimisation

Les méthodes de minimisation traditionnelles sont basées sur une approche itérative de la recherche du minimum dans la direction du gradient ou de son estimé et / ou sur la valeur de la fonction. Plusieurs méthodes d'optimisation populaires sont basées sur l'équation 2.17.

$$\hat{\theta}_N^{(i+1)} = \hat{\theta}_N^{(i)} - \mu_N^{(i)} [\hat{R}_N^{(i)}]^{-1} V'_N(\hat{\theta}_N^{(i)}, Z^N) \quad (2.17)$$

Le terme  $\hat{R}_N^{(i)}$  est la direction de recherche et  $V'_N(\hat{\theta}_N^{(i)}, Z^N)$  est le gradient du critère  $V_N(\theta, Z^N)$  (MCS défini dans l'équation 2.7). La variable  $\theta_N^{(i)}$  représente le vecteur des coefficients dans l'équation d'identification. Ces éléments sont les coefficients des polynômes ( $B(z^{-1})$  and  $F(z^{-1})$ ) à l'itération  $i$ .  $Z^N$  est un matrice où chaque colonne est un vecteur de données d'entrée ou de sortie. La variable  $\mu$  est la longueur du pas. Le nombre de ligne de la matrice  $Z^N$  est nommé  $N$ .

$$H_N(\theta) = \frac{1}{N} \sum_1^N \Psi(t, \theta) \Psi^T(t, \theta) \quad (2.18)$$

Si  $\hat{R}_N^{(i)}$  est égale à  $I$ , l'algorithme est nommé méthode du gradient ou à pas descendant. Cette méthode a un mauvais taux de convergence près du minimum. Quand le terme  $\mu_N^{(i)}$  est égal à 1, et le Hessian  $H_N(\hat{\theta}_N^{(i)})$  (défini dans l'équation 2.18) est utilisé comme direction de recherche, l'algorithme est nommé méthode de Gauss-Newton.

Le Hessian est une approximation de la dérivée seconde du critère de minimisation  $V_N(\theta, Z^N)$ . Pour une longueur de pas variable  $\mu_N^{(i)}$ , la méthode est nommée méthode de Gauss-Newton amortie.

Un autre algorithme bien connu est celui de Levenberg-Marquardt. Dans ce cas, une petite valeur scalaire  $\delta$  est ajoutée à l'équation du Hessian pour augmenter la robustesse de l'algorithme quand le Hessian est près de la singularité. Dans ce cas, le Hessian devient:

$$H_N(\theta) = \frac{1}{N} \sum_1^N \Psi(t, \theta) \Psi^T(t, \theta) + \delta I \quad (2.19)$$

Tous ces algorithmes peuvent converger vers des minimums locaux. Une convergence vers le minimum global est plus probable si l'optimisation est démarrée près du minimum. Pour cette raison, un bon point de départ est un atout important. Les points initiaux peuvent être choisis de différentes façons:

1. Mettre tous les coefficients à zéro.
2. Utiliser un ARX pour générer un «Instrumental Variable» (IV). Appliquer la méthode IV pour estimer la fonction de transfert  $G(z^{-1})$ . Faire un estimé du bruit. Trouver les points initiaux de la partie stochastique avec un AR. Cette méthode est présentée dans [22], [31] et est aussi utilisée par Matlab.
3. Faire des sous-ensembles de données. Calculer le modèle pour chaque sous-ensemble. Utiliser le meilleur résultat des sous-ensembles comme point de départ pour l'identification de toutes les données.
4. Utiliser une estimation physique de données.
5. Autres méthodes.

Dans cette thèse, l'algorithme de Gauss-Newton est utilisé avec des points initiaux par la méthode numéro 2. Cet algorithme est très populaire et fait aussi partie intégrale de la librairie de Matlab.

## Méthodes génétiques

Cette méthode a été développée par John Holland à l'Université du Michigan. Ces algorithmes sont basés sur la sélection naturelle. Les deux buts de la méthode sont:

- D'avoir un algorithme plus robuste.
- D'avoir un bon ratio entre la performance et le coût de calcul.

Certains de ces algorithmes sont connus pour avoir des taux de convergence exceptionnels. Ils ne sont pas parfaits mais permettent d'avoir des résultats surprenants pour certaines applications. Une bonne introduction sur ces méthodes est donnée par Goldberg [13].

## Méthode de Steiglitz-McBride

Cette méthode est itérative. La première partie consiste à utiliser la méthode des MCS. Basées sur le résultat, les entrées et sorties sont filtrées avec  $A^{-1}(z^{-1})$ . Après cette étape, si l'erreur  $\epsilon(k)$  est blanche, le processus est arrêté, sinon la première étape est recommencée jusqu'au blanchiment de l'erreur.

Cette méthode permet toujours de trouver une solution mais le système peut converger vers un minimum local. Si le système est de forme MISO OE comme dans ce projet, cette méthode ne peut pas être utilisée car ce type de méthode ne résout que des systèmes à pôles communs.

## 2.2 Traitement des signaux EMG

Les processeurs EMG sont utilisés pour faire l'estimé de l'amplitude des signaux lus par les électrodes. Ces processeurs peuvent être utilisés pour estimer la fatigue des muscles, la force musculaire, l'impédance des muscles et aussi pour faire le contrôle de prothèses.

Un processeur EMG est constitué de deux parties distinctes. La première partie est nommée pré-processeur. Dans cette partie, plusieurs opérations sont faites afin de procurer un estimé de l'amplitude du signal EMG. La seconde partie est celle de l'identification du système basée sur les données obtenues dans la première partie. Cette étape d'identification permet de calculer une estimation du couple produit par les muscles utilisant l'amplitude des signaux EMG.

Cette section présente les processeurs de signaux EMG (pré-processeurs et système d'identification) utilisé dans cette thèse.

### 2.2.1 Pré-processeurs EMG

Les pré-processeurs sont utilisés pour faire un pré-traitement des données. Les entrées sont les signaux EMG sous leurs formes originales et l'idée principale est de produire le meilleur estimé de leurs amplitudes. Ces pré-processeurs sont composés de plusieurs opérations linéaires (filtre passe-bas («Low pass filter», LPF), filtre passe-haut, etc) et non-linéaires (filtre «adaptive whitening», valeur absolue, etc) [7].

Les pré-processeurs utilisés dans ce travail sont:

- Single channel with no adaptive whitening
- Multiple channels with no adaptive whitening
- Single channel with adaptive whitening
- Multiple channels with adaptive whitening

Les pré-processeurs «single channel» utilisent un canal en flexion et un en extension. Les pré-processeurs «multiple channels» utilisent quatre canaux en flexion et quatre en extension. En utilisant la flexion et l'extension des muscles pour estimer le couple au coude, la co-contraction est incluse dans les calculs.

### 2.2.1.1 «Single channel with no adaptive whitening »

Le pré-processeur «single channel» (voir Figure 2.4 et Figure 2.5) est le plus commun des pré-processeurs EMG. Les deux entrées brutes (une en flexion et une en extension) sont utilisées pour produire une sortie où l'amplitude du bruit est diminuée. L'algorithme utilisé pour les signaux des biceps et des triceps est le même.

Comme montré à la Figure 2.5, plusieurs opérations successives sont nécessaires pour faire le calcul:

- Filtre passe-haut
- Normalisation
- Troncature
- Valeur absolue
- Filtre passe-bas
- Décimation
- Troncature

Ces opérations réduisent le bruit et normalisent la longueur des données pour chaque pré-processeur avant l'identification de système.

#### **Filtre passe-haut**

Le filtre passe-haut est utilisé pour enlever des signaux EMG les hautes fréquences produites par les artéfacts de mouvement, les activités électrophysiologiques, les interférences électro-dynamiques, la résistance de contact peau-électrode, etc. Le filtre doit être choisi de façon à réduire le bruit en ayant le moins d'influence possible sur les signaux. Pour ce projet, un filtre Butterworth du 5<sup>e</sup> ordre, avec une fréquence de coupure de 15 Hz est utilisé. Ce filtre est appliqué avec la fonction «filtfilt» de Matlab



Experiment = Lb, Subject = 9, File = 65,  
Pre-processeur = Single channel with no adaptive whitening filter

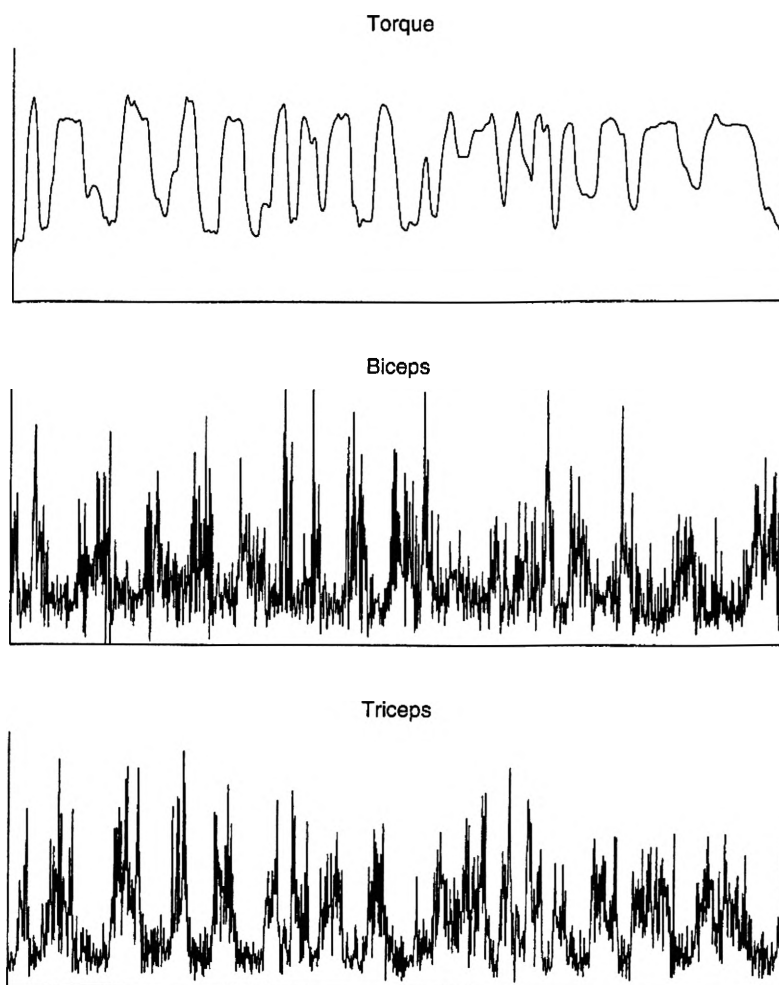


Figure 2.4: Exemple du «Single channel with no adaptive whitening».

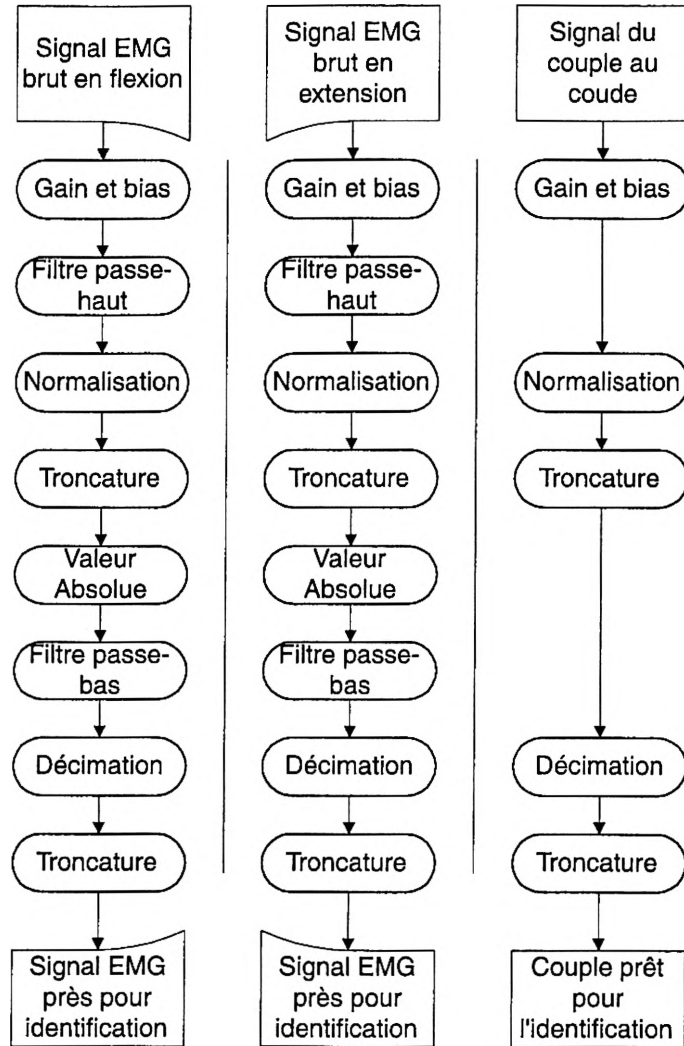


Figure 2.5: Bloc diagramme des opérations pour le «Single channel with no adaptive whitening». Ce pré-processeur est simple et c'est une des raisons pour laquelle il est souvent utilisé pour le contrôle des prothèses. Ce pré-processeur n'utilise qu'un canal par muscle en entrée.

pour empêcher l'ajout de retard. Avec l'utilisation de cette fonction le filtre devient du 10<sup>e</sup> ordre.

Ce filtre n'est appliqué que sur les signaux d'entrée. Il a été utilisé comme dans la plupart des travaux de EMG et son influence est minime.

### **Valeur absolue**

L'information des signaux EMG est contenue dans leur variance. Après avoir fait la valeur absolue du signal, l'information est transférée au niveau de la valeur moyenne du signal. L'utilisation d'une seule partie (ne garder que la partie positive et remplacer les valeurs négatives par des zéros) a déjà été investiguée. La différence rencontrée était mineure. Clancy a démontré dans [10] que la valeur absolue donnait de meilleurs résultats.

La valeur absolue est un procédé non-linéaire. L'utilisation de ce type de procédé est une opération anormale pour l'identification de système.

### **Normalisation**

Plusieurs électrodes EMG peuvent être utilisées en même temps pour enregistrer l'activité musculaire. Avec l'utilisation de plusieurs électrodes, il est important de donner la même pondération à chacune d'elles. Pour ce qui est des pré-processeurs n'utilisant qu'une électrode, cette opération permet de conserver les signaux dans le même ordre de grandeur. Lors de cette opération, les valeurs de  $\pm 1\%$  sont données au signal qui varie entre  $\pm 50\%$  de la force maximum de contraction volontaire («Maximum Voluntary Contraction», MVC). Le développement de cette normalisation est fourni en annexe C.

### **Troncature**

Le nombre de données utilisées par les effets de bout des filtres et différentes opérations est variable en fonction des pré-processeurs. Cette étape permet donc d'avoir des

signaux de même longueur et d'enlever ces effets de bout.

### **Filtre passe-bas**

Le filtre passe-bas enlève les hautes fréquences des signaux EMG. Pour cette recherche, une fréquence de coupure de 20Hz est utilisée. Ce filtre de 5<sup>e</sup> ordre est appliqué avec la fonction «*filtfilt*» de Matlab. Dans le passé, plusieurs personnes dont Thelen *et al.* [34] ont utilisé ce filtre. Ce filtre est appliqué sur les signaux EMG mais aussi sur les signaux du couple au coude.

Lors de l'identification, le filtre passe-bas a une influence mineure sur les résultats quand il est suivi d'un OE. Quand il est suivi d'un ARX, il change la pondération sur les hautes fréquences.

### **Décimation**

Un nombre de données important augmente le temps de calcul. Ce temps de calcul est un facteur critique dans le traitement de signaux. La décimation diminue le temps de calcul et son influence est mineure car elle est faite après l'application du filtre passe-bas. Le facteur de décimation est de 16. Après cette opération la fréquence d'échantillonnage est modifiée pour devenir 256 Hz.

#### **2.2.1.2 «Multiple channels with no adaptive whitening»**

Le pré-processeur «Multiple channels with no adaptive whitening» (voir Figure 2.6 et Figure 2.7) est une adaptation du pré-processeur précédent pour plusieurs électrodes [8] [11]. Quatre canaux de signaux en flexion et quatre en extension sont utilisés. Le traitement fait pour le «single channel with no adaptive whitening» est appliqué sur chaque canal. A la suite de cela, les quatre canaux en flexion sont moyennés ensemble et ceux en extension le sont aussi. Ces deux vecteurs de données résultants sont utilisés comme entrées pour l'identification. La normalisation permet de faire le moyennage des signaux car la pondération de chaque électrode est la même.

Experiment = Lb, Subject = 9, File = 65,  
Pre-processeur = Multiple channels with no adaptive whitening filter

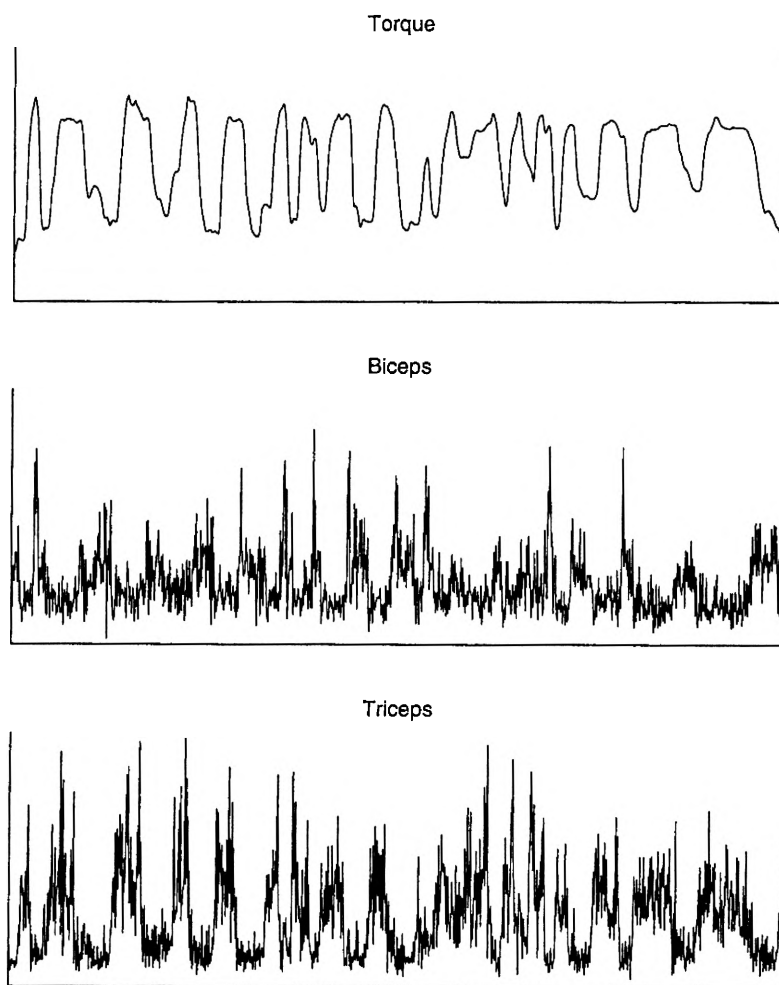


Figure 2.6: Exemple du «Multiple channels with no adaptive whitening».

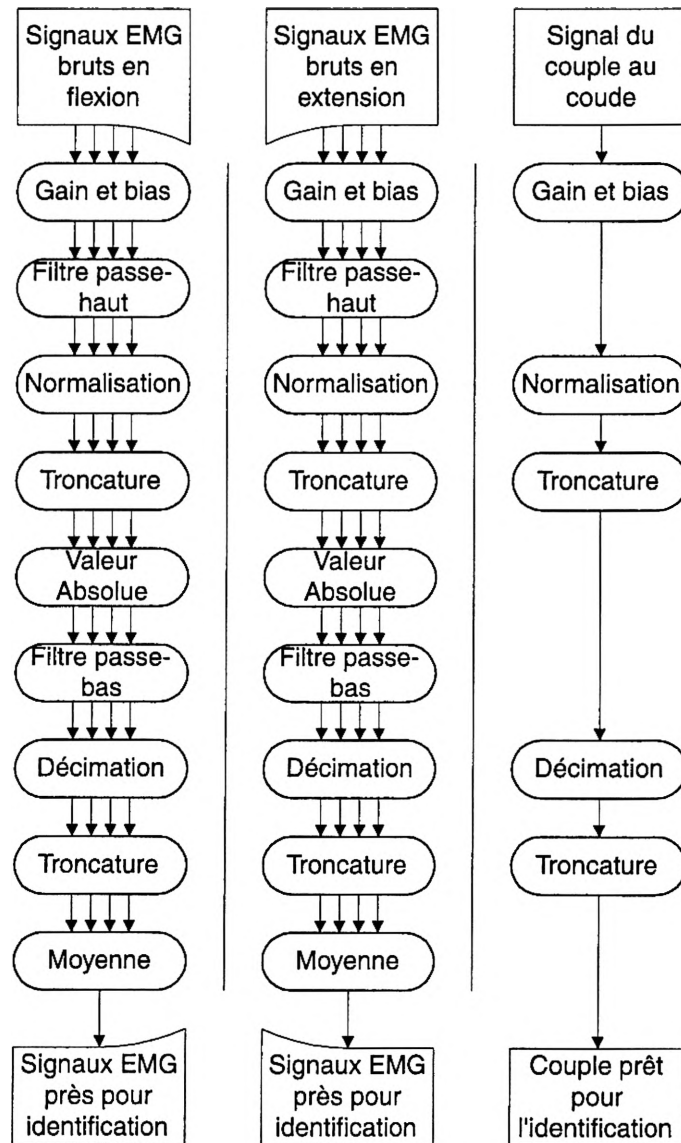


Figure 2.7: Bloc diagramme des opérations pour le «Multiple channels with no adaptive whitening». Ce pré-traitement est semblable au «Single channel with no adaptive whitening» mais les quatre électrodes sont moyennées ensemble lors de la dernière opération.

### 2.2.1.3 «Single channel with adaptive whitening»

Le différence majeure de ce pré-processeur est l'utilisation du «adaptive whitening filter» (voir Figure 2.8). Ce filtre est reconnu pour augmenter le ratio signal sur bruit (signal-to-noise, SNR) des signaux EMG. Le «single channel with adaptive whitening », comme le «single channel with no adaptive whitening», utilise un canal en flexion et un autre en extension. Le filtre «adaptive whitening» est appliqué entre l'étape de normalisation et l'étape de troncature (voir Figure 2.9).

Le filtre «whitening» est un filtre spécialement conçu pour diminuer le SNR des signaux [6]. Ce filtre est basé sur le fait que l'information des signaux EMG est présente dans la variance. Ce filtre change donc le SNR mais conserve la même variance et du même fait toute l'information du signal EMG est conservée.

Le filtre «adaptive whitening» est un filtre qui s'applique en deux étapes. Lors de la première étape, une estimation de l'amplitude est calculée à partir de la moyenne mobile sur les signaux EMG rectifiés (rectified moving Average, rectified MAV) [10]. Cette estimation de l'amplitude est utilisée afin de faire le choix de l'ensemble des coefficients. Chaque ensemble de coefficients est en réalité un filtre «whitening »calibré pour un niveau particulier d'amplitude. Dans la seconde étape, les signaux sont filtrés par les coefficients du niveau d'amplitude proprement choisi lors de l'étape précédente. Lors du calibrage du filtre, les coefficients sont calculés comme suit:

*... three-stage cascaded whitening filters (fixed whitener, followed by adaptive Wiener filter, followed by gain compensation) for adaptive whitening. The fixed whitening filter whitens the noise-free portion of the EMG waveform. A cascaded adaptive Wiener filter gives the best linear estimate of the noise-free EMG waveform, based on the output from stage 1. Gain compensation is used so that the output signal EMG amplitude is correctly scaled with respect to the input signal EMG amplitude. These three cascaded filters are combined into one FIR filter per EMG amplitude level. [5, Clancy, 1998].*

Experiment = Lb, Subject = 9, File = 65,  
Pre--processeur = Single channel with adaptive whitening filter

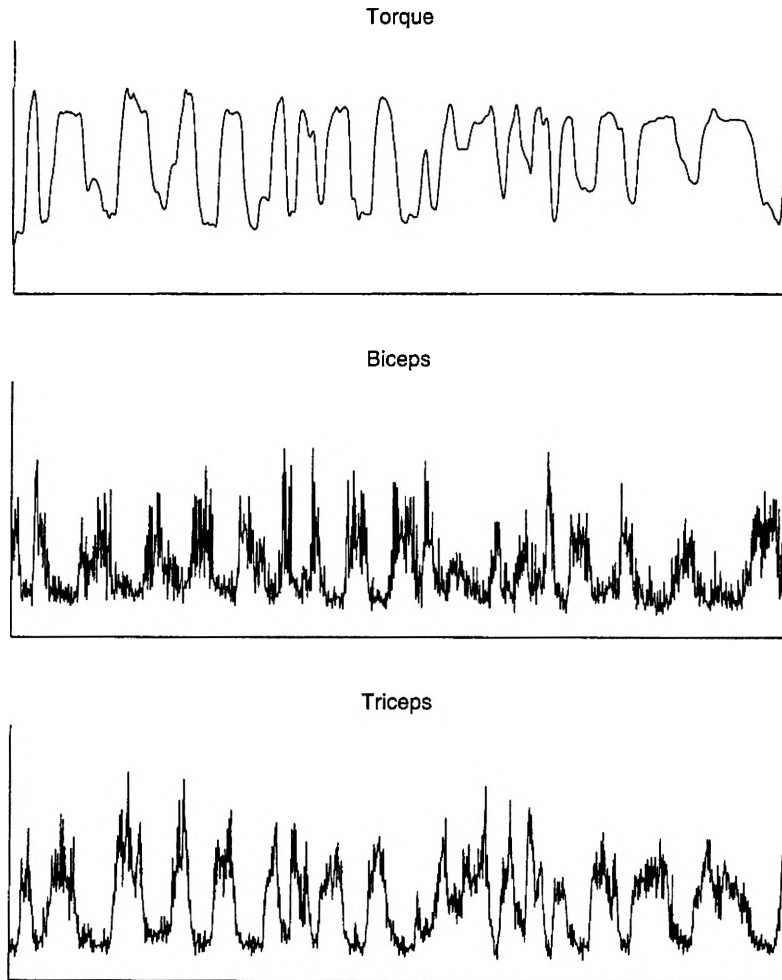


Figure 2.8: Exemple du «Single channel with adaptive whitening».



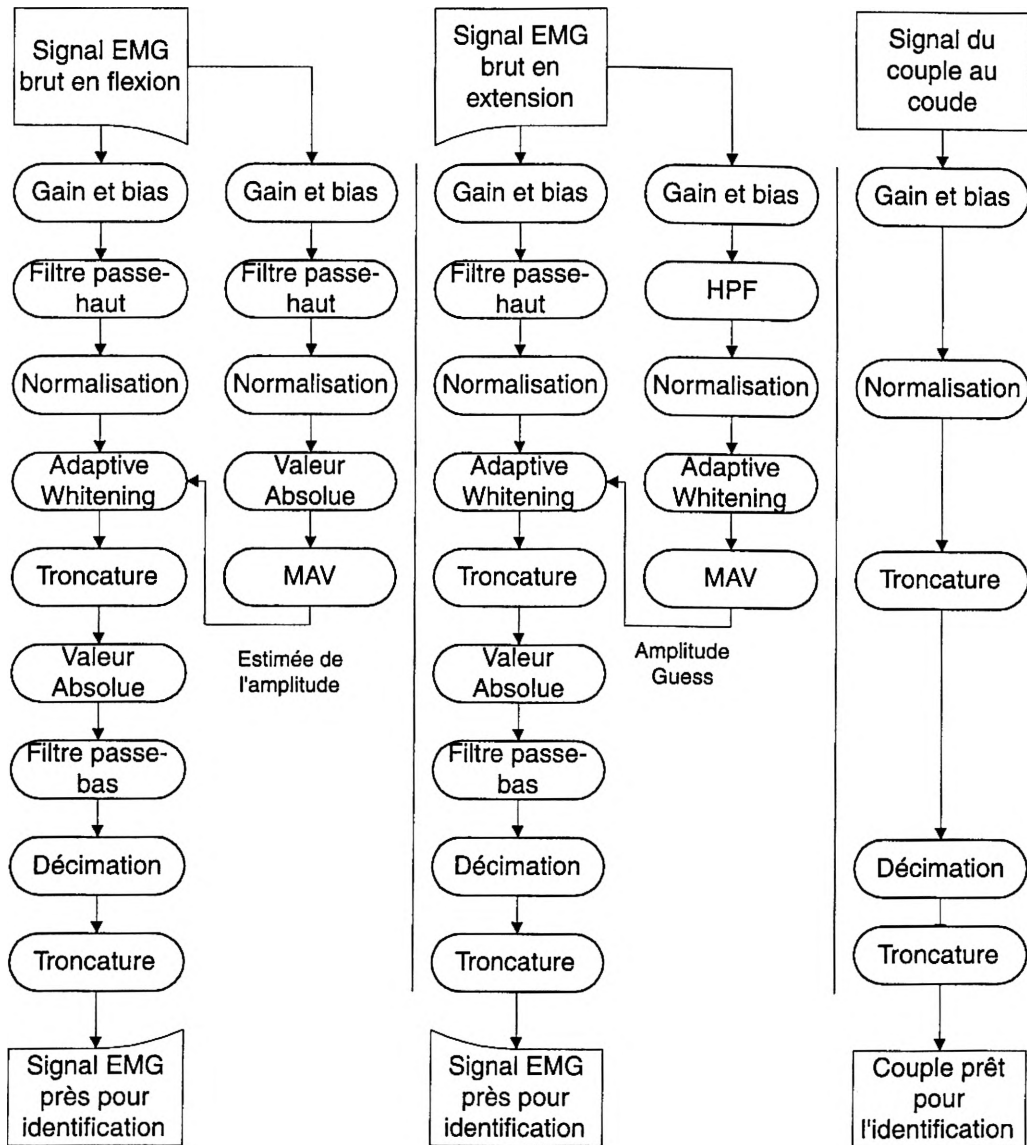


Figure 2.9: Bloc diagramme des opérations pour le «Single channel with adaptive whitening». Ce pré-processeur est semblable au «Single channel no with adaptive whitening». Seul le filtre «adaptive whitening» est ajouté. A droite de chaque signal EMG, on peut voir le calcul de l'estimation de l'amplitude pour faire le choix de l'amplitude.

Des informations additionnelles sur le filtre «adaptive whitening» peuvent être trouvées dans [6] et [4].

En utilisant ce type de filtre non-linéaire sur les signaux EMG (entrées), l'identification du système à partir de ceux-ci est une situation anormale.

#### **2.2.1.4 «Multiple channels with adaptive whitening»**

Le pré-processeur «multiple channels with adaptive whitening» (voir Figure 2.10) consiste à appliquer le filtre «adaptive whitening» sur chacun des signaux d'entrées. Comme le «multiple channels with no adaptive whitening», les signaux d'entrées sont répartis en quatre canaux de flexion et quatre en extension. L'algorithme de ce pré-processeur est le même que le «multiple channels with no whitening» mais avec un filtre «adaptive whitening» inséré entre l'étape de la normalisation et de la troncature.

L'estimation de l'amplitude est la même que celle précédemment formulée dans la section 2.2.1.3 telle que montré dans la Figure 2.11.

## **2.3 Littérature portant sur la relation EMG à couple / force**

Durant plusieurs années, les signaux EMG ont été utilisés comme indicateur du niveau de force des muscles. De nombreuses équivalences avec des modèles masse / amortisseur / ressort ont été utilisées pour décrire ce système complexe. Des équivalences électriques sont aussi possibles. Hill fut le premier à introduire ce concept.

Après les travaux de Hill, les équivalences électriques et mécaniques devinrent populaires. Gottlieb et Agarwal ont utilisé cette méthode pour décrire la relation dynamique entre les signaux EMG et le genou [14], [15] et [1]. Les signaux EMG du soleus et du tibial antérieur ont été utilisés comme entrées du système. Les signaux étaient filtrés, mis en valeurs absolues et moyennés avec une moyenne mobile afin d'estimer le couple

Experiment = Lb, Subject = 9, File = 65,  
Pre-processeur = Multiple channels with adaptive whitening filter

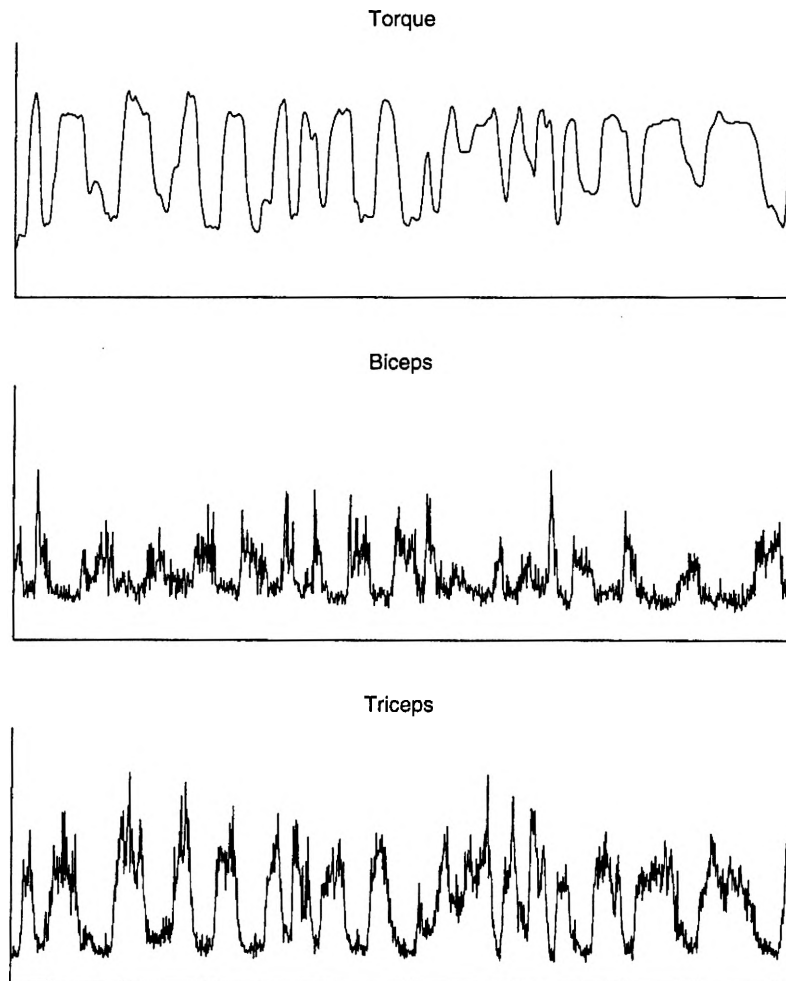


Figure 2.10: Exemple du «Multiple channels with adaptive whitening».

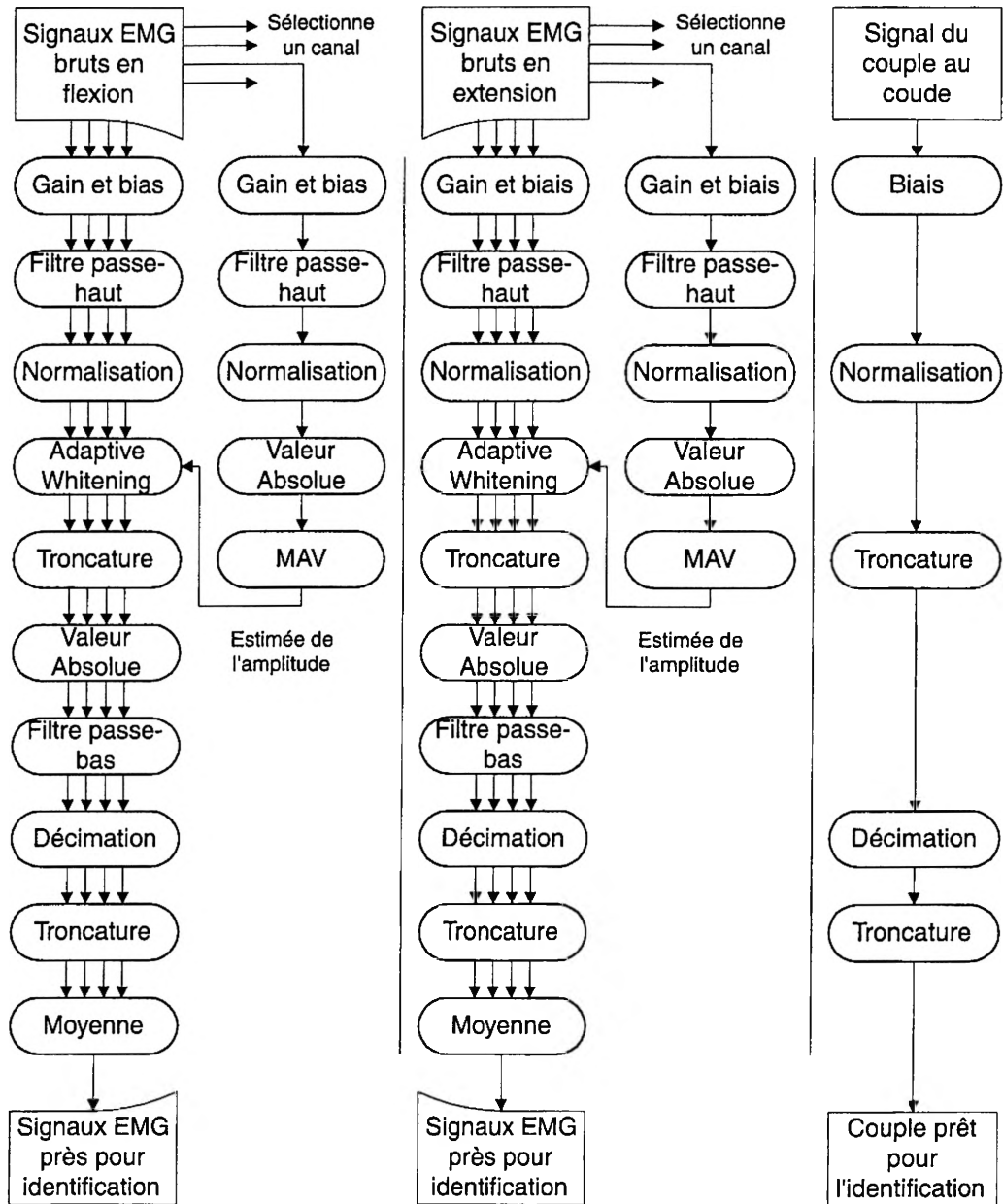


Figure 2.11: Bloc diagramme des opérations pour le «Multiple channels with adaptive whitening». Ce pré-processeur est essentiellement un «multiple channels » avec un filtre «adaptive whitening» appliqué sur chaque signal d'entrée. L'estimation de l'amplitude est la même que celle précédemment formulée.

au genou. Cette étude a été faite pour une tâche isométrique. Ces mêmes signaux EMG ont aussi été utilisés par Gottlieb *et al.* pour étudier les réflexes myotatiques [15].

Hof et Van den Berg a aussi utilisé un modèle de Hill pour interpréter l'activité du triceps suréa [16], [17], [18] et [19]. Les signaux EMG leur ont servi comme entrées de leurs modèles. Le couple produit par le triceps suréa était estimé par un système de calculs analogues. Plus récemment, Pham et Morin ont refait le même genre d'étude [27].

Une approche différente ont été employée par Raschke et Chaffin [30]. En plus d'utiliser les signaux EMG, la vitesse et la dimension de la colonne vertébrale ont été introduites dans le modèle pour prédire le couple. Un modèle semblable à celui de Hill a été utilisé.

La relation entre le couple et les signaux EMG provenant de la colonne vertébrale a aussi été faite par Thelen *et al.* [35], [33] et [34]. En utilisant un OE avec des coefficients constants dans le temps et un retard, il a modélisé la charge sur quatorze vertèbres. Son optimisation a été faite avec une méthode de Gauss-Newton. Un second modèle de la colonne vertébrale a aussi été fait pour étudier les mouvements latéraux. Douze électrodes EMG ont été utilisées pour estimer la charge sur les vertèbres. Lors de ces deux études, une caméra CCD («Charge-Coupled Device») a permis de lire la position du sujet. Les forces externes exercées étaient enregistrées sous les pieds et dans le bas du dos grâce à des plaques de charge. L'utilisation d'une méthode paramétrique par boîte noire a permis de trouver un modèle tirant profit des nombreux signaux d'entrées, ce qui serait très difficile avec des méthodes d'identification traditionnelles.

Un OE a été aussi utilisé par Bobet et Norman pour estimer la relation dynamique des signaux EMG et du couple au coude [2]. Leur système de second ordre a été résolu grâce à une méthode d'approximation itérative.

Un modèle en trois dimensions a aussi été fait pour la partie supérieure du bras. Treize muscles de l'épaule ont servi au modèle. Ce modèle estime le couple à l'articulation glénohumérale [21]. Ce modèle de Laursen est basé sur la charge maximale, l'aire de la section perpendiculaire physiologique (Physiological Cross-Sectional Areas,

PCSA) et un facteur de dépendance à la longueur.

Une méthode alternative pour remplacer la PCSA a été mise au point par Theeuwen *et al.* [32]. Les fibres musculaires moteurs ont une densité différente pour chaque type de muscle et pour chaque partie de celui-ci. Dans son modèle, les fibres musculaires moteurs sont donc regroupées en sous-population. En regroupant les sous-populations de chaque muscle dans une matrice, il arrive donc à les inclure dans les calculs sous forme matricielle. Theeuwen *et al.* mentionne que l'utilisation de cette méthode donne de meilleurs résultats que l'utilisation de la PCSA.

Les travaux de Luh *et al.* sur un modèle à 3 dimensions du coude lors d'une tâche isokinétique sont vraiment intéressants. [24]. Avec un réseau neuronique artificiel à trois couches (3-layer artificial neural network, 3-layer ANN) (apprentissage de 60 000 cycles) le système de Luh *et al.* est très long à calculer. Le système peut très bien prédire les variations de couple au coude et les auteurs concluent aussi en disant que le nombre de noeuds du système n'a pas d'influence significative sur le système (testé entre 5-20). Un ANN avec un modèle dynamique avant (forward model) est utilisé par Koike et Kawato [20] pour prédire le couple au poignet et au poignet. Les entrées du système sont les signaux EMG et la trajectoire du bras est aussi évaluée par le système.

Les séries polynômiales peuvent aussi être utilisées pour prédire la force dans une situation statique (isométrique). Le même modèle suivi d'une relation exponentielle peut aussi être utilisé pour prédire la force durant des tâches dynamiques (isokinétique) [25].

Dans d'autres cas, les séries polynômiales sont utilisées pour identifier à partir des signaux EMG une relation des contractions isométriques, quasi-isotoniques et sans fatigue [9]. Clancy a aussi travaillé au développement de nouveaux processeurs EMG (appelé dans cette thèse pré-processeurs) [7] et [6]. Ces processeurs utilisent le filtre «adaptive whitening» pour décroître le bruit des signaux EMG. Ce filtre peut être appliqué avec les algorithmes à un ou plusieurs signaux et tel que présenté dans les sections 2.2.1.3 et 2.2.1.4 [8] et [11]. Plusieurs articles sur le traitement des signaux EMG ont été publiés par cet auteur et sont introduits dans la revue de littérature. De plus, plusieurs validations de traitement de EMG sont aussi présentées dans ces mêmes articles.

# CHAPITRE 3

## Objectifs

### 3.1 Comparer plusieurs méthodes pour trouver la meilleure

L'objectif principal de cette recherche est de trouver un modèle décrivant la relation entre les signaux EMG et le couple produit par le coude lors de contractions dynamiques à angles constants. Deux étapes principales importantes sont utilisées. Le pré-processeur est l'étape durant laquelle les signaux sont traités afin de réduire le bruit et durant laquelle les signaux sont mis en forme pour l'identification. Par la suite, les signaux sont utilisés pour en faire l'identification. Durant cette étape, une équation est trouvée pour modéliser le système.

Il est cependant difficile de faire un choix des paramètres optimaux afin d'obtenir les meilleurs résultats. Lors de l'application du pré-processeur, l'emploi d'un filtre de

type «adaptive whitening» constitue une avenue intéressante [6]. L'utilisation d'une ou de quatre électrodes EMG afin de lire le(s) signal(aux) est aussi une autre avenue intéressante. Il y a donc plusieurs choix possibles pour faire le pré-traitement des données.

Lors de l'identification, la méthode de boîte noire est utilisée. Dans cette méthode, un type de système est choisi, c'est-à-dire que les ordres de polynômes sont déterminés et le type de système est aussi déterminé *a priori*.

Comme dans tout système, l'itération entre les étapes fait que l'utilisation de l'optimum de chaque étape ne donne pas à coup sûr l'optimum de toutes les étapes. C'est donc pourquoi une méthode de comparaison sera utilisée pour trouver le système optimum, c'est-à-dire le système permettant de réduire l'erreur de prédiction au maximum.

Dans les sous-sections qui suivent, les différents points importants où des itérations ont été faites afin de trouver la meilleure séquence à utiliser sont présentés. On y retrouve aussi certains détails concernant les différents choix possibles.

### 3.1.1 Type de pré-processeur

Les pré-processeurs sont définis par l'ensemble des calculs servant à préparer les données. Durant cette étape, le bruit entachant les données est diminué. Les plus récents pré-processeurs utilisent un filtre «adaptive whitening» afin d'augmenter le SNR.

Dans le présent travail, quatre différents pré-processeurs sont plus particulièrement comparés. Ce sont les plus fréquemment utilisés:

- Single channel without adaptive whitening filter.
- Multiples channels without adaptive whitening filter.
- Single channel with adaptive whitening filter.
- Multiples channels with adaptive whitening filter.



Les pré-processeurs à «multiple channels» utilisent quatre électrodes en ligne sur le même muscle alors que ceux les «single channel» utilisent seulement une électrode sur le muscle.

### 3.1.2 Type de méthode pour identifier le point d'opération

Le point d'opération est le point autour duquel gravite le système. Différentes méthodes sont testées afin de faire l'identification de ce point. Certaines d'entre elles proviennent de livres d'identification et d'autres d'articles. Ces méthodes sont:

- Augmentation de l'ordre du système.
- Soustractions des moyennes des signaux.
- Identification d'un coefficient de plus pour le rapport de points d'opération.

Le point d'opération a pour avantage de permettre d'identifier plus facilement les systèmes qui ne sont pas parfaitement linéaires. Le fait de conserver le point d'opération dans certain tests provient du fait que des auteurs en bioingénierie ont déjà publié ces types de résultats.

### 3.1.3 Type de système d'identification

Dans cette section, plusieurs types de systèmes d'identification sont comparés afin de trouver le meilleur. Les formes du système sont apparentées à la physique de ce dernier.

Dans le présent travail, deux modèles sont plus particulièrement comparés:

- AutoRegressive model with eXogenous inputs (ARX).
- Output Error model (OE).

Les deux systèmes sont linéaires. Le ARX est un système avec des pôles communs aux différentes entrées et au bruit alors que le OE a des pôles différents pour toutes les entrées. Le bruit du OE est blanc.

### 3.1.4 Ordre du système

Avec la méthode des boîtes noires, il est difficile de prédire l'ordre exact du système. Ce fait vient de la certaine abstraction du modèle physique. Afin de trouver l'ordre du système, les ordres du numérateur et du dénominateur ont été itérés afin de pouvoir les comparer.

Pour le modèle ARX, les dénominateurs ont été variés de 1 à 30 par incrément de 2 et les numérateurs de 1 à 15 par incrément de 2. Pour le modèle OE, ils ont été variés de 1 à 6 par incrément de 1 pour le numérateur et le dénominateur.

## 3.2 Vitesse d'activation du système

Les données recueillies lors de cette expérience l'ont été pour deux vitesses d'activation différentes. Pour l'objectif principal, les traitements seront faits deux fois afin de comparer deux vitesses d'activation différentes. Ces vitesses d'activation sont en fait les fréquences passantes du signal aléatoire filtré. Elles sont de 0.25 et 1 Hz respectivement.

# CHAPITRE 4

## Expérimentation et méthodologie

### 4.1 Présentation de l'expérience

L'expérience effectuée dans le cadre de cette maîtrise avait pour but de récolter des données expérimentales afin de déterminer une relation dynamique entre les signaux EMG du biceps et du triceps et le couple résultant au coude pour un angle de flexion constant. Le matériel utilisé pour ce projet est la propriété de la Liberty Mutual Research Center for Safety and Health et les expériences se sont déroulées dans leurs locaux à Hopkinton, MA, USA.

L'enregistrement des signaux électromyographiques de chaque sujet devait être fait dans des conditions expérimentales semblables. Pour ce faire, les sujets étaient assis et sanglés sur une chaise de positionnement telle qu'illustrée à la figure 4.1. Les sujets avaient le membre supérieur droit dans une position parallèle au sol (épaule à  $90^{\circ}$

d'abduction, le bras étant dans le plan frontal). Le membre supérieur droit était utilisé indifféremment pour les sujets droitiers ou gauchers. L'avant-bras était fixé fermement à un support au niveau du poignet.

L'expérience consistait à demander à des sujets de contrôler la position d'un curseur sur l'écran d'un ordinateur, de façon à suivre le plus possible une cible qui se déplaçait selon un mouvement horizontal pseudo-aléatoire. La position du curseur était contrôlée par le couple de force mesuré que le sujet produisait avec le coude ou grâce à un estimé du couple produit au coude à partir des signaux EMG du biceps et du triceps. En donnant un contenu fréquentiel au repère à suivre, les contenus fréquentiels des signaux EMG étaient assurés, tout cela, sans l'influence du taux de réussite du sujet.

La corrélation entre les signaux EMG et le couple n'était pas reliée à la réussite de l'alignement des deux cibles. Le seul point important était que les sujets devaient moduler leur couple avec un certain niveau fréquentiel assez important pour permettre une identification valide sur une marge fréquentielle intéressante.

Une fois toutes les données de tous les sujets enregistrées, un post-traitement a été fait. Lors de cette étape, une première passe a été faite afin de diminuer le bruit dans les signaux EMG (entrée du système). Cette passe permet l'application d'un pré-processeur. Ce pré-processeur se sert d'un ou de quatre signaux EMG par muscle pour en ressortir un signal moins bruité et conditionné pour l'étape suivante, i.e. le calcul des coefficients de la fonction de transfert par méthodes paramétriques.

Une dernière étape de validation est faite. Elle consiste en l'application des coefficients trouvés auparavant sur un nouveau fichier de données préparé de la même manière. En analysant le niveau d'erreur de prédiction du couple, il est ainsi possible de connaître le meilleur pré-traitement et le meilleur système d'identification.

Les données recueillies lors de cette expérimentation ont aussi été utilisées pour d'autres travaux de recherche par le Dr. Clancy [4].

Afin de s'assurer de résultats significatifs, 20 tests par sujet ont été enregistrés dans le but de traitement. Plusieurs autres ont été enregistrés à des fins de calibration et de travaux futurs. L'expérience a été réalisée avec 15 sujets. Au total, 300 tests ont été

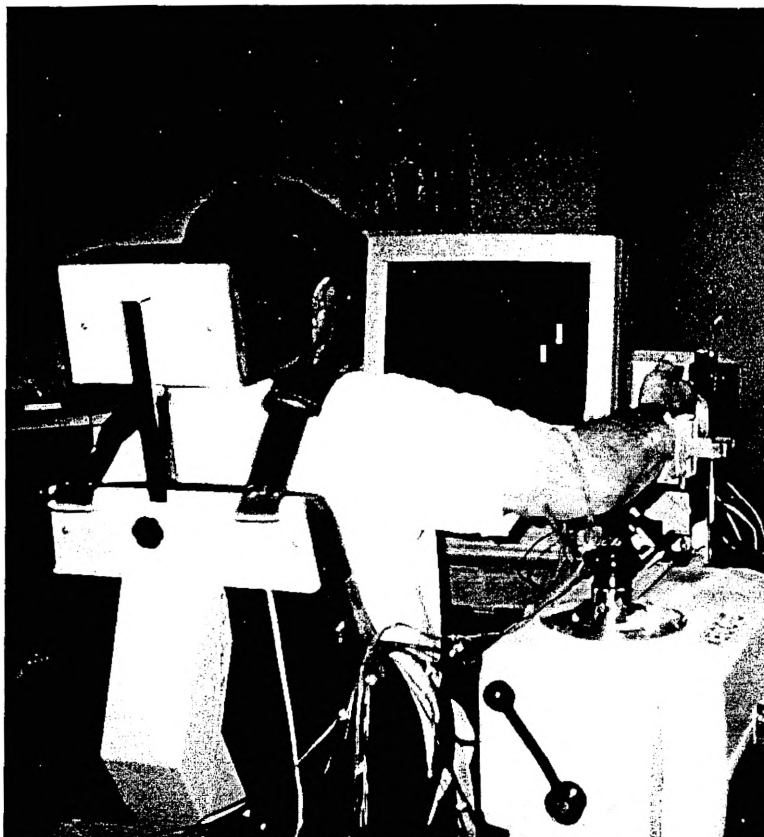


Figure 4.1: Sujet lors d'une simulation de test. Le sujet est assis devant l'écran d'ordinateur et essaie de suivre la cible bleue (celle du bas) en modifiant le couple produit sur le support. Ce couple est retourné sous la forme du marqueur jaune (celui du haut). Les deux marqueurs se déplaçaient horizontalement en fonction du niveau du moment de force.

enregistrés.

## 4.2 Matériel expérimental

Les figures 4.2 et 4.3 illustrent la chaise expérimentale sous deux angles différents. Cette chaise de positionnement était en fait une machine d'exercice Biodex (Biodex Medical System, Inc., Shirley, NY). Le sujet était attaché avec des sangles (une à la ceinture et deux se croisant au niveau des hanches aux épaules). Les sangles étaient serrées de façon à ce que le sujet soit confortable et que son membre supérieur droit soit libre de bouger. Le sujet pouvait faire modifier les sangles et les positions de l'appareillage de façon à être confortable au début de l'expérience. Un support rigidement fixé au dynamomètre de la chaise (figure 4.4) a été ajouté afin de pouvoir maintenir le membre supérieur droit du sujet dans une position parallèle au sol (épaule à  $90^{\circ}$  d'abduction, le bras étant dans le plan frontal comme illustré à la figure 4.5). Ce support était ajustable et permettait de s'adapter aux dimensions du membre supérieur droit du sujet (bien que certains sujets étaient gauchers, tous on fait l'expérience avec le membre supérieur droit). Le support faisait contact avec le poignet. Ce support, rembourré de feutre, était serré grâce à un mécanisme translationnel sans recul jusqu'à ce que le poignet du sujet soit fermement maintenu en restant confortable. Le sujet devait conserver la main en supination complète, garder le pouce vers le haut et la main détendue. Le support était relié à un dynamomètre pour enregistrer le moment de force produit par le membre supérieur autour d'un axe passant par le coude.

Pour faire l'enregistrement des signaux EMG, des électrodes de type Liberty Mutual, model MY0115 (Liberty Mutual, Hopkinton, MA) étaient utilisées. Avant l'arrivée du sujet, les électrodes étaient assemblées sur une bande de ruban adhésif en deux bandes de quatre électrodes et trois bandes de deux électrodes tel qu'illustré aux figures 4.6 et 4.7. Chaque électrode était juxtaposée à ses voisines. La distance entre les deux bornes d'acier inoxydable de 4 mm de diamètre était de 17.5 mm. La distance entre la cathode et l'anode était de 15.0 mm sur chaque électrode. Les électrodes ont un gain de 725, un taux de réjection en mode commun («common mode rejection») de 90 dB à 60 Hz et un

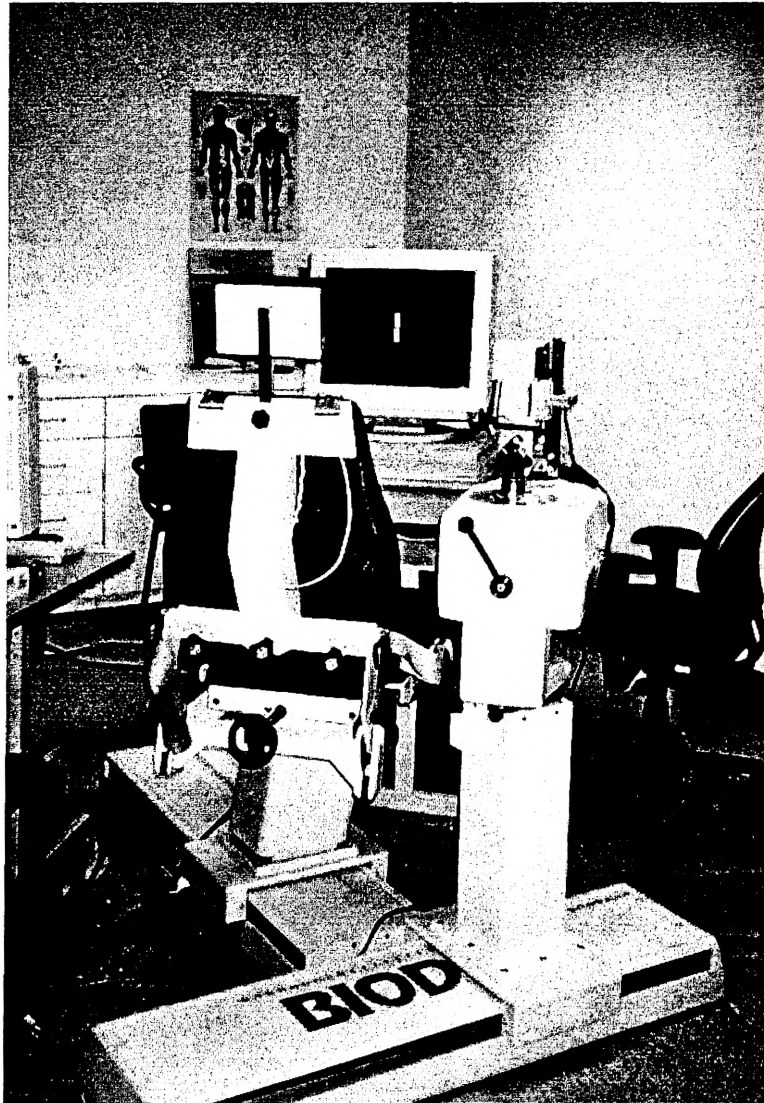


Figure 4.2: Vue arrière de la chaise expérimentale. La chaise de marque Biodex est face à l'écran d'ordinateur et le dynamomètre/support sur la droite.

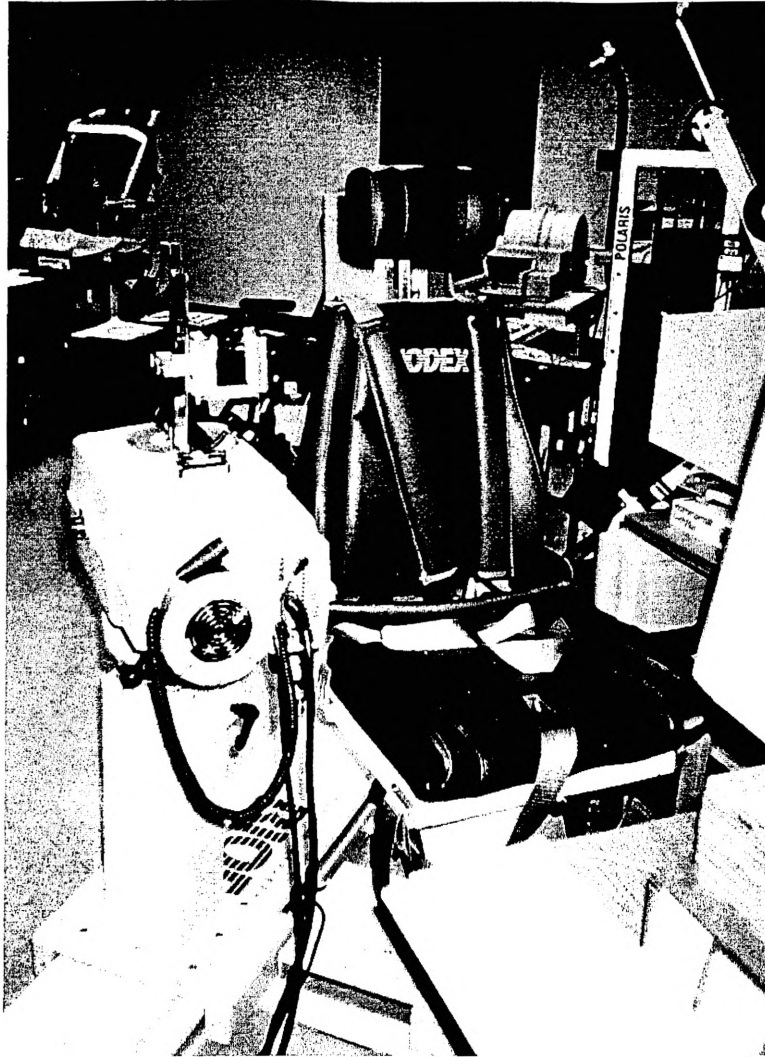


Figure 4.3: Vue frontale de la chaise expérimentale. Les ceintures sont mises en évidence. Ces ceintures positionnent le sujet sur la chaise. A son tour, la chaise peut être positionnée face à l'écran d'ordinateur grâce aux rails au sol. Il est aussi possible de faire de même avec le support/dynamomètre.



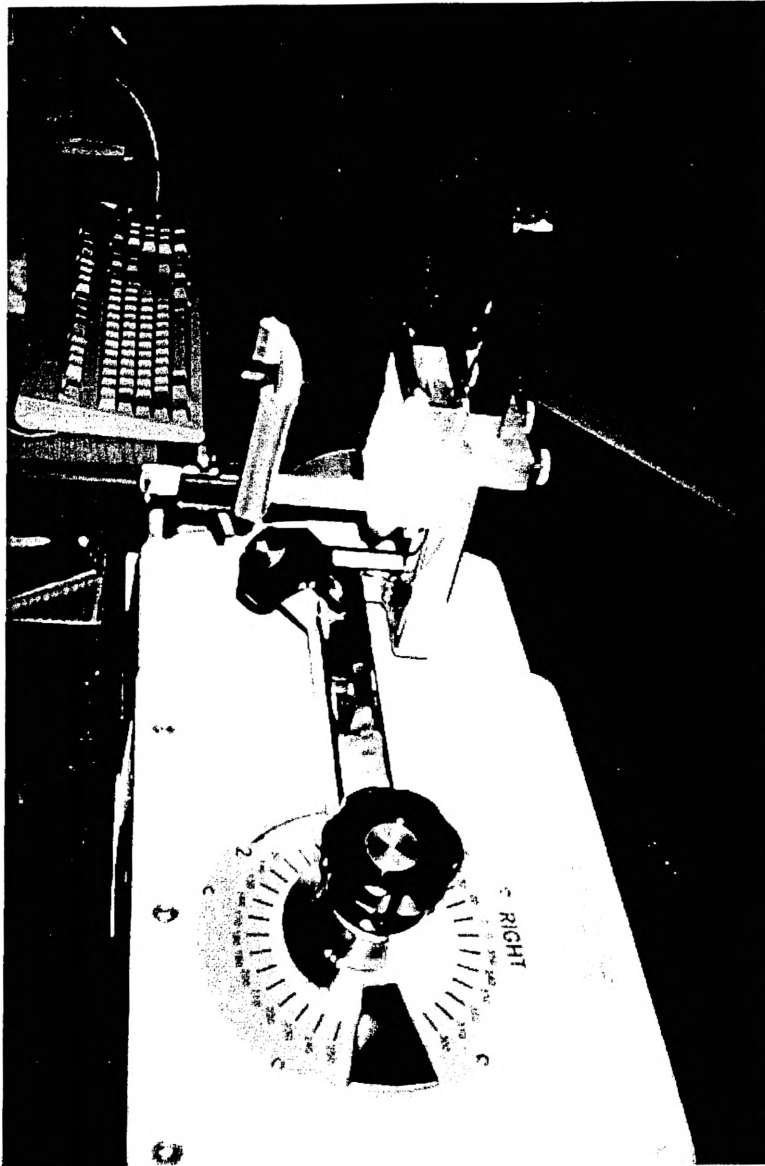


Figure 4.4: Support de la chaise expérimentale. Ce support est instrumenté avec un dynamomètre permettant de lire le moment de force que le sujet produit avec son membre supérieur droit autour d'un axe passant par l'axe de son coude.



Figure 4.5: Membre supérieur droit d'un sujet dans le support. Le bras droit des sujets positionné avec l'épaule à  $90^0$  d'abduction, le bras étant dans le plan frontal.

filtre de second ordre avec bande passante de 10-2000 Hz. Un système d'amplification maison (figure 4.8) permettait d'isoler et d'amplifier les signaux par un gain réglable de 1 à 25. Ce système d'amplification avait un filtre passe-bas de 2000 Hz afin de retirer les hautes fréquences apparaissant lors du passage des signaux dans le filtre. Un gain supplémentaire était appliqué par programmation aux signaux pour normaliser tous les canaux entre eux.

Une électrode de mise à la terre était placée sur l'acromion après l'avoir enduite de gel conducteur. Les électrodes des bandes étaient aussi gélatinées de gel conducteur. Une bande de quatre électrodes était placée sur le biceps et l'autre sur le triceps. Ces bandes étaient placées au tiers du muscle en hauteur et en largeur, la matrice de 1x4 ayant son plus long côté perpendiculaire aux fibres musculaires (la même remarque est applicable pour toutes les matrices). Une bande de deux électrodes était placée sur le deltoïde. Les deux bandes supplémentaires étaient positionnées sur l'infraspinatus et le pectoralis. Les signaux électromyographiques des biceps et des triceps étaient les seuls à avoir été utilisés pour ce projet de maîtrise.

Les signaux des électrodes étaient enregistrés par un ordinateur IBM-compatible PC à l'aide d'une carte d'acquisition de données 16 bits et 16 canaux ComputerBoards CIO-DAS1600/16 (Computerboards, Manfield, MA). L'acquisition se faisait à 4096 Hz. Ce PC (MW Computer) enregistrait les données (signaux EMG et moment provenant du dynamomètre) sur un disque virtuel (RAM drive) grâce au programme MW développé par Clancy [3]. Le programme MW est un système d'enregistrement de données et de génération de cible développé au Liberty Mutual Research Center par le Dr. Edward A. Clancy. Une visualisation des données en temps réel permettait de surveiller le bon fonctionnement des électrodes durant les tests. Le programme calculait aussi une estimation de l'amplitude des signaux EMG avec un processeur choisi et l'envoyait via le port sériel à un second PC (TARGET Computer) qui rafraîchissait les cibles à une fréquence de 64 Hz. Cette station d'affichage avait deux tâches particulières: faire l'affichage de l'estimé réel du niveau d'amplitude et de celui désiré comme illustré à la figure 4.9. L'amplitude désirée était représentée par une ligne cible bleue se déplaçant à l'horizontale selon un patron aléatoire (aléatoire mais filtré avec un filtre passe bas de

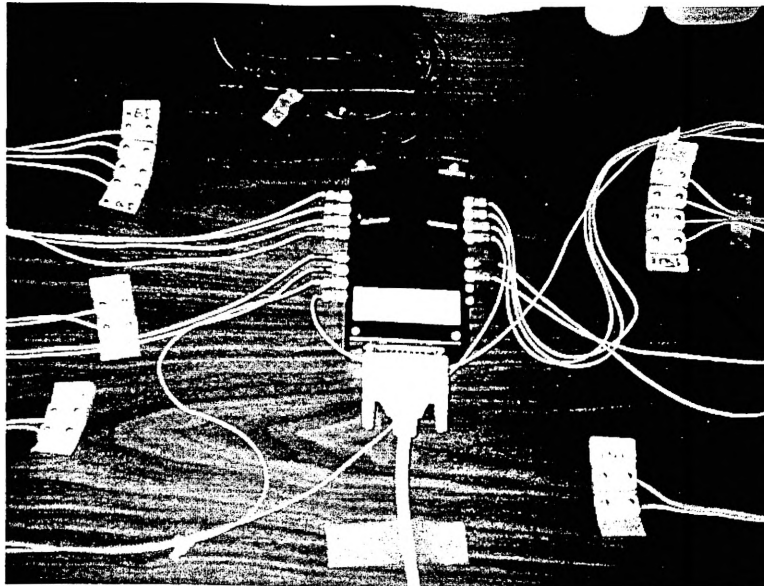


Figure 4.6: Electrodes EMG et la boîte de connexion. Les signaux EMG n'étant pas assez puissants pour être transportés sur plusieurs mètres, une boîte de connexion les amplifie. Ce dispositif permet aussi d'immuniser les signaux contre le bruit et de n'avoir qu'un fil qui relie le sujet au matériel d'amplification.

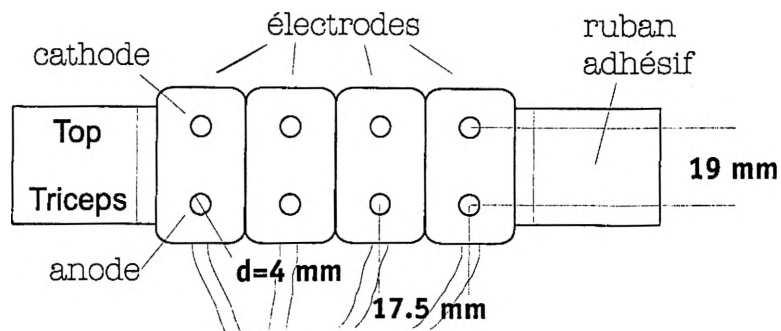


Figure 4.7: Schéma des électrodes en bandes. On peut y voir les électrodes utilisées en bandes de 4 pour la lecture des signaux du triceps. Les distances sont conservées grâce à une bande de ruban adhésif qui les fixe ensemble.

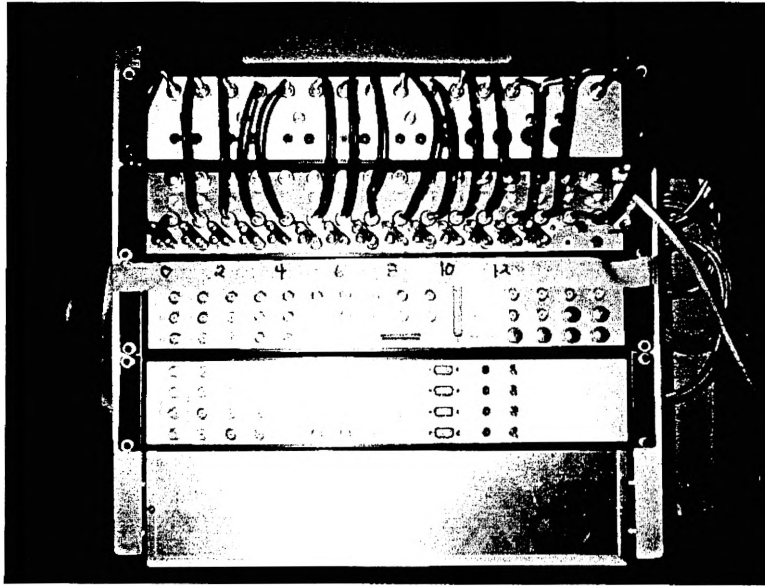


Figure 4.8: Amplificateur de signaux EMG. Cet amplificateur fabriqué par la Liberty Mutual amplifie les signaux EMG avec un gain ajustable allant jusqu'à 25.

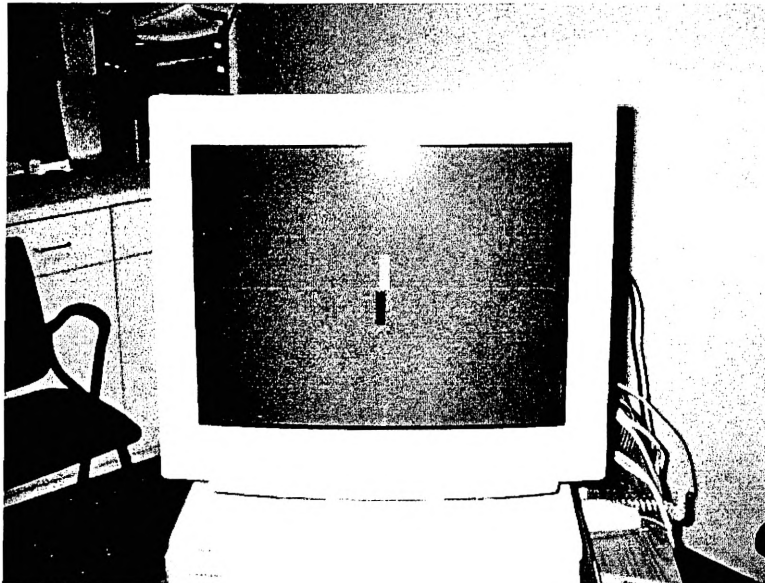


Figure 4.9: Écran d'ordinateur avec repère affichant le niveau de force désiré et celui demandé. Le repère bleu représente la cible à suivre et le marqueur jaune, l'estimé du couple produit au coude. Les repères ne se déplacent que sur le plan horizontal.

0.25 ou 1 Hz selon le cas). L'estimé de l'amplitude des signaux EMG était une ligne de couleur jaune, se déplaçant aussi dans le plan horizontal. Cet estimé est un évaluation temps réel de l'amplitude des signaux EMG pour différents pré-processeurs utilisés lors de l'analyse. Le sujet devait essayer de superposer les deux lignes en tout temps.

### 4.2.1 Calibrage des instruments

Lors du calibrage, une feuille de route permettait de suivre une à une les étapes à réaliser. Cette feuille est fournie en annexe A de ce document. Dans cette sous-section, les détails de ces étapes sont présentés.

La calibrage des gains des amplificateurs de signaux EMG (électronique et logiciel) était nécessaire pour chaque sujet. La position des électrodes et la morphologie du sujet influencent grandement le choix de ces gains. Deux types de calibrage étaient effectués: le calibrage des gains proportionnels et le calibrage des filtres «adaptive whitening». Le calibrage était effectué à l'aide de tests expérimentaux. Jusqu'à sept tests étaient nécessaires pour le premier calibrage (Tests 01 à 06) tandis que six tests étaient utilisés pour le deuxième (Tests 10 à 15). Voici une brève description de ces tests:

#### *Test 00*

Enregistrement des signaux pendant 5 secondes lorsque la personne était relaxée et ne touchait pas au support. Ce test servait à mesurer les erreurs de biais («offset») du canal enregistrant le moment de force produit par le membre supérieur droit du sujet. (canal #15).

#### *Test 01*

Ce test permettait de calibrer les gains des signaux des muscles en extension de l'amplificateur de signaux et de connaître le moment d'extension maximum du sujet. Pendant que le sujet était en position et poussait le plus fort possible en extension (100% MVC), un enregistrement des signaux était effectué pendant deux secondes. Les enregistrements étaient toujours lancés lorsque le sujet était en état stationnaire (c'est-à-dire que la période de transition initiale de la tâche était terminée) étant basé sur le jugement du responsable de l'expérimentation et des habilités des sujets. Un repos

de 3 minutes était accordé au sujet. Au cours du repos, le sujet retirait son bras du support. Les gains de l'amplificateur de signaux étaient alors fixés pour les électrodes des muscles travaillant en extension.

#### *Test 02*

Ce test permettait de calibrer les gains des signaux des muscles en flexion de l'amplificateur de signaux et de connaître le moment de flexion maximum du sujet. Pendant que le sujet était en position et poussait le plus fort possible en extension (100% MVC), un enregistrement des signaux était effectué pendant deux secondes. Un repos de 3 minutes était accordé au sujet. Les gains de l'amplificateur de signaux étaient alors fixés pour les électrodes des muscles travaillant en flexion.

#### *Test 03*

Idem au Test 01. Les gains de l'amplificateur de signaux étaient vérifiés et pouvaient être révisés.

#### *Test 04*

Idem au Test 02. Les gains de l'amplificateur de signaux étaient vérifiés et pouvaient être révisés.

Au besoin, des *Test 05 et 06* pouvaient être réalisés pour des raisons de recalibrage ou autres. Ces tests étaient des reprises des *Test 01 et 02*. Une fois ces données enregistrées, le calibrage des programmes était fait en se basant sur les moments maximums.

#### *Test 10*

Enregistrement des signaux EMG lorsque le sujet faisait une extension à 50%MVC pour le calibrage des filtres «adaptive whitening». Un repos de 2 minutes était ensuite accordé au sujet.

#### *Test 11*

Idem au Test 10.

#### *Test 12*

Enregistrement des signaux EMG lorsque le sujet faisait une flexion à 50%MVC pour le calibrage des filtres «adaptive whitening». Un repos de 2 minutes était ensuite

accordé au sujet.

#### *Test 13*

Idem au Test 12.

#### *Test 14*

Enregistrement des données pendant 5 secondes quand le sujet était en position d'essai sans produire d'effort volontaire.

#### *Test 15*

Enregistrement des données pendant 5 secondes quand le sujet est relaxé sans produire d'effort volontaire.

Les tests 14 et 15 n'ont pas été utilisés pour le traitement dans cette expérience.

### **4.2.2 Entraînement**

Afin d'habituer les sujets à la tâche demandée et au matériel, un temps d'entraînement était accordé. Un premier essai était fait avec le pré-processeur «single channel un-whitened» comme rétroaction et une activation lente de la cible. Le sujet disposait alors de 30 secondes pour s'habituer au mouvement de la cible et sa tâche de poursuite. Le moment lut par le dynamomètre était utilisé comme rétroaction lors d'une activation rapide de la cible pour une autre pratique de 30 secondes.

Ces deux tests n'étaient pas enregistrés. Une période de trois minutes de repos était accordée au sujet avant de poursuivre les opérations.

### **4.2.3 Tests expérimentaux effectués pour le système d'identification**

Les tests expérimentaux étaient ensuite réalisés. Dix tests de 30 secondes étaient réalisés lors de chaque période (3 périodes au total). Ces tests sont des combinaisons de source de rétroaction (mesure du dynamomètre ou estimation avec un pré-processeur



EMG), de l'utilisation de pré-processeurs (avec/sans filtre «adaptive whitening» et «single/multiple channel(s)») et de différentes vitesses d'activation. Ils sont énumérés au Tableau 4.1. L'ordre de ces tests est aléatoire pour chaque période. Entre chacun de ces 10 tests de 30 secondes, un repos de 2 minutes était pris. Un enregistrement des signaux EMG du sujet dans une position relaxée (sans contact avec le bras de la chaise) était fait avant de lui laisser un repos de 5 minutes par période. Lors de ces séances de repos, les personnes responsables du bon fonctionnement du test discutaient avec le sujet afin de le garder le plus calme possible, le détendre et lui faire passer le temps.

Des 3 périodes de tests, seulement les 2 dernières étaient utilisées pour le traitement. La première était considérée comme une période d'apprentissage pour le sujet (bien que le sujet n'en soit pas informé).

#### 4.2.4 Fin des tests expérimentaux

Afin de respecter les sujets et de conserver le matériel en bon état, il était nécessaire de faire certaines démarches après les tests expérimentaux. Les électrodes étaient en contact avec la peau de chaque sujet. Il était donc nécessaire de les nettoyer. La peau du sujet était désinfectée avec de l'alcool éthylique. Les deux bornes de chaque électrode étaient court-circuitées et enregistrées afin de comparer les niveaux de bruits et déceler ainsi un éventuel mal fonctionnement.

### 4.3 Traitement des signaux

Lors de la revue de littérature (Chapitre 2), les différentes méthodes de conditionnement de signaux EMG ont été présentées ainsi que les méthodes d'identification. Dans la prochaine section, seules les informations mathématiques servant à les utiliser sont présentées sans les développements pour en simplifier le texte et éviter la redondance.

Lors du traitement des données, deux tranches distinctes étaient faites. Lors de la première tranche de calculs, les paramètres des modèles étaient trouvés. La seconde

Tableau 4.1: Combinaisons de pré-processeurs et de vitesse d'activation utilisées lors des tests pour chaque période. Chaque combinaison possible de «single/multiple», avec et sans filtre «adaptive whitening», et les différentes vitesses sont essayées lors de l'expérimentation. Lors du traitement, le type de système d'identification et l'ordre du système sont aussi des compositions qui entrent en jeu.

#	Rétroaction visuelle		Activation de la cible
	Source	filtre «adaptive whitening»	
1	Single EMG channel	Non	Lente
2	Single EMG channel	Oui	Lente
3	Multiple EMG channels	Non	Lente
4	Multiple EMG channels	Oui	Lente
5	Dynamomètre	Non	Lente
6	Single EMG channel	Non	Rapide
7	Single EMG channel	Oui	Rapide
8	Multiple EMG channels	Non	Rapide
9	Multiple EMG channels	Oui	Rapide
10	Dynamomètre	Non	Rapide

tranche de calculs était utilisée afin de valider les paramètres de la première tranche. Des détails plus approfondis sont donnés dans les sections qui suivent. Le diagramme fonctionnel présenté à la Figure 4.10 montre les principales étapes et leurs interactions.

### 4.3.1 Première tranche de calculs

La tranche de calcul était celle où les paramètres du système d'identification étaient trouvés. Dans cette tranche, les simulations étaient exécutées tour à tour pour plusieurs compositions de pré-processeurs, de type de système d'identification, d'ordre de systèmes d'identification et de méthodes pour identifier les points d'opération.

#### 4.3.1.1 Les pré-processeurs

Comme décrit dans les objectifs, plusieurs types de pré-processeurs étaient comparés. Pour pouvoir les comparer, les mêmes paramètres étaient utilisés lors des opérations de calcul.

Les paramètres pour les calculs étaient les suivants:

- Pour le filtre passe-haut butterworth, la fréquence de coupure ( $f_c$ ) était de 15 Hz. Ce filtre est d'ordre 5. En l'appliquant avec la fonction «`filtfilt`» de Matlab, l'ordre du filtre était doublé. Cet ordre était choisi en prenant en compte le contenu spectral des signaux EMG et les précédents travaux dans le domaine.
- Dans les pré-processeurs utilisant le filtre «adaptive whitening», ce filtre était ajouté. Ce filtre était d'ordre 50. La plage des coefficients était séparée en 100 niveaux d'amplitude. En calculant le pourcentage de l'entrée par rapport au niveau maximal calibré pour le filtre, on obtient alors le niveau d'amplitude et on utilise l'ensemble de 51 coefficients de ce niveau pour filtrer le signal.
- Pour le filtre passe-bas butterworth, la fréquence de coupure était de 20 Hz. Ce filtre était d'ordre 5. En l'appliquant ce filtre, le signal était lissé, ce qui permettait de faire la décimation comme étape suivante sans avoir de problème venant des

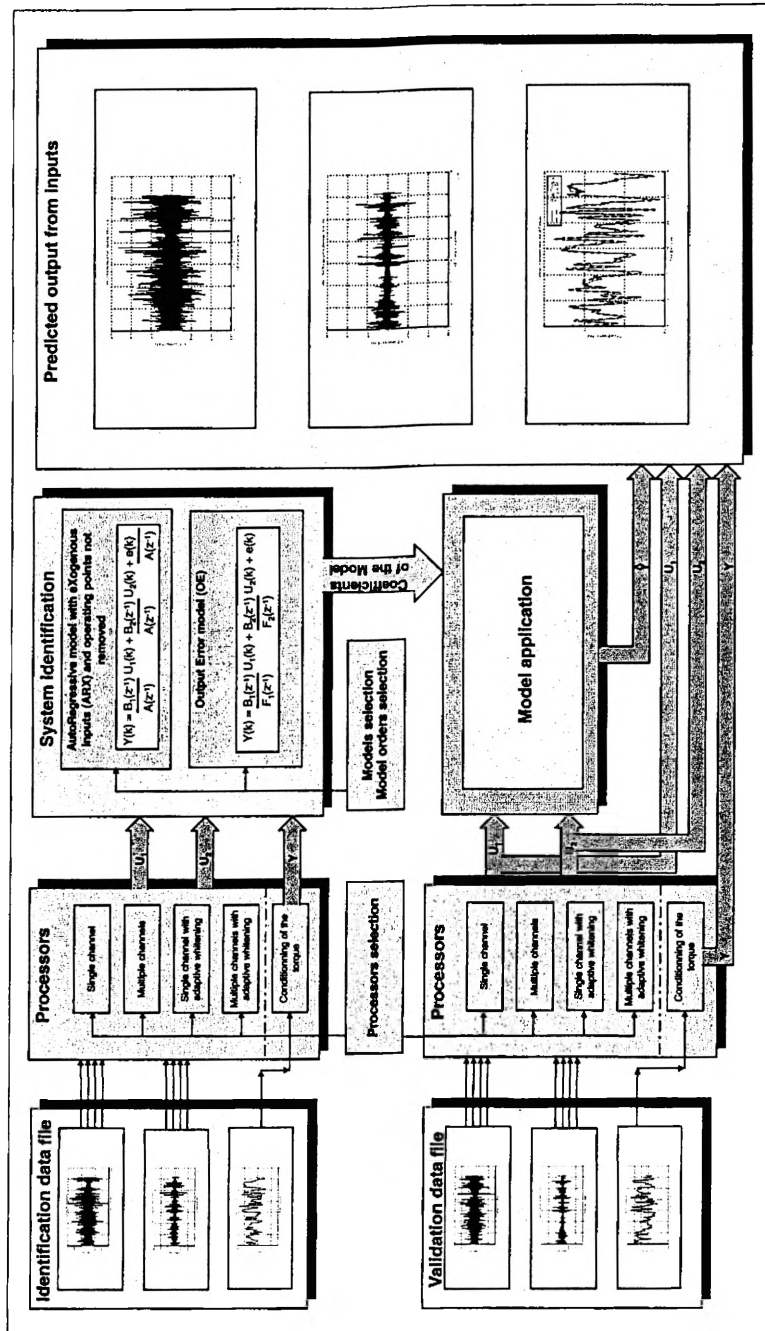


Figure 4.10: Traitement complet des résultats. Les signaux EMG sont traités par un pré-processeur précis. Ils sont ensuite utilisés pour trouver les coefficients d'un modèle particulier caractérisé par sa forme d'équation et l'ordre des coefficients. Afin de vérifier la validité de ces coefficients, un second fichier de données est préparé avec le même pré-processeur pour ensuite estimer le couple qui peut être comparé avec le couple réel aussi enregistré.

hautes fréquences. Il faut cependant noter que ce filtre passe-bas était appliqué après la rectification. En faisant cela, le contenu fréquentiel était modifié et, il fallait en conclure que la bande passante restante après les deux filtres était de plus que 5 Hz.

- La décimation était faite après le filtre passe-bas par un facteur de 16. Avec des données initiales enregistrées à 4096 Hz, la fréquence des données restantes était de 256 Hz.

Chacun de ces pré-processeurs était utilisé à tour de rôle sur les données afin de faire toutes les combinaisons avec les autres tranches de calculs.

#### **4.3.1.2 L'identification des paramètres**

Une fois les données traitées par le pré-processeur, elles étaient utilisées pour faire l'identification. Deux modèles différents étaient utilisés lors de cette tranche de calcul: le modèle ARX et le modèle OE. Ces deux modèles étaient testés avec plusieurs méthodes afin de faire l'identification du point d'opération. Ce qui donne les compositions suivantes:

- ARX avec le point d'opération conservé dans les calculs
- ARX avec le point d'opération enlevé avant les calculs
- OE avec le point d'opération identifié dans les calculs
- OE avec le point d'opération enlevé avant les calculs

De plus, ils étaient testés avec plusieurs ordres différents comme présenté dans le Tableau 4.2.

C'est avec cette tranche que se termine la recherche des paramètres.

Tableau 4.2: Les ordres des différents systèmes étudiés.

	ARX model	OE model
Ordre Numérateur	1 à 15 par incrément de 2	1 à 6 par incrément de 1
Ordre Dénominateur	1 à 30 par incrément de 2	1 à 6 par incrément de 1

### 4.3.2 Seconde tranche de calcul

Afin de valider les calculs, les données d'entrées du système (les signaux EMG des biceps et du triceps) étaient utilisées pour prédire une sortie. La préparation des entrées se faisait en conservant les mêmes conditions (même processeur et mêmes conditions d'enregistrement lors des tests) que ceux des paramètres de calculs.

## 4.4 Performance

En appliquant les coefficients calculés avec les données de la première tranche de calcul sur les entrées de la seconde tranche de calcul, il est possible de calculer la sortie prédite. La sortie réelle étant enregistrée, il était alors possible d'obtenir l'erreur de prédiction en comparant ces deux vecteurs de valeurs.

Le critère d'optimisation des modèles paramétriques utilisé lors de ces travaux étant la somme des carrés minimum, celui-ci pouvait être utilisé comme critère. De plus, le %VAF était aussi utilisé comme indice de performance. Le calcul de ce critère est basé sur des données de validation.

## 4.5 Comparaison des résultats

Le but de ce projet était de comparer les diverses méthodes d'optimisation, les différentes méthodes pour identifier le point d'opération, les différents ordres possibles de ces systèmes et les pré-processeurs possibles pour préparer les données. Les comparaisons étaient faites pour une vitesse d'activation donnée. Pour arriver à ce but, il était

donc visé de compléter le tableau 4.3.

Chaque carreau devait recevoir les données appropriées. Ces données étaient déterminées en calculant, pour chaque composition d'ordre au numérateur et au dénominateur, la moyenne du critère de réussite de chaque fichier de chaque sujet. La donnée choisie pour chacune de ces cases devait être la meilleure basés sur le critère. Ces ordres étaient aussi ajoutés au tableau. L'écart-type était aussi calculé pour donner un aperçu de la répartition des sujets.

## 4.6 Matériel de traitement des signaux

Les signaux étaient traités avec l'aide du logiciel Matlab 5.2 (The MathWorks, MA, USA), les bibliothèques (toolboxes) Signal Processing 3.0b (The MathWorks), System Identification 3.0a (The MathWorks) et le EMG Processing [5] (Liberty Mutual, MA, USA) toolboxes étaient utilisées pour faciliter la résolution des problèmes. Des scripts et des fonctions de Matlab ont été écrits en langage natif et en C. L'application des filtres «adaptive whitening» étant particulièrement longue pour un langage comme Matlab (une boucle for contenant un if elseif end), la reprogrammation en C de cette partie a grandement augmenté sa vitesse de résolution. Le nombre de données étant considérable, des fonctions retournant les chemins et les noms spécifiques ont été programmées. La résolution des modèles mathématiques s'est faite par l'appel des fonctions des bibliothèques susmentionnées pour diminuer le risque d'erreur d'implémentation et pour diminuer le temps de programmation.

Tableau 4.3: Tableau des résultats expérimentaux. Ce tableau est une manière rapide de comparer les performances de chaque combinaison de systèmes. Il est complété en moyennant les résultats de tous les sujets pour une vitesse d'activation donnée.

Vitesse d'activation =			avec filtre "adaptive whitening"			
			Single channel		Multiple channels	
A R X	avec le point d'opération conservé pour les calculs	%VAF na / nb Fichiers				
	avec le point d'opération enlevé avant les calculs	%VAF na / nb Fichiers				
O E	avec le point d'opération identifié dans les calculs	%VAF nf / nb Fichiers				
	avec le point d'opération enlevé avant les calculs	%VAF nf / nb Fichiers				



# CHAPITRE 5

## Résultats

Ce chapitre présente les résultats obtenus lors des expériences réalisées dans le cadre de ce projet de recherche. Étant donné la grande quantité de données recueillies et d'analyses effectuées, les résultats des analyses sont présentés sous forme de graphiques ou tableaux compilatoires. Dû à leur nombre élevé, ces graphiques ne peuvent être inclus à l'intérieur du mémoire de maîtrise sous forme papier. Ils sont par contre disponibles sous forme de cédérom attaché au mémoire.

## 5.1 Types de résultats d'intérêt

Le but de ce travail est de trouver un modèle décrivant la relation entre les signaux EMG et le couple produit par le coude lors de contractions dynamiques à angles constants. Afin de trouver cette relation, différents modèles ont été utilisés.

Quatre types de graphiques sont présentés pour visualiser les modèles et leurs performances. Afin d'analyser la performance de chaque système identifié, l'indicateur %VAF (Percent Variance Accounted For) présenté dans l'équation 5.1 est utilisé [35]. Le %VAF est basé sur le ratio de la variance de l'erreur et du signal de sortie du système où les nombres de données s'annule.

$$\%VAF = 100 * \left( 1 - \frac{\sum_{k=0}^N e(k)^2}{\sum_{k=0}^N y(k)^2} \right) \quad (5.1)$$

où  $e(k)$  est l'erreur de prédiction du modèle calculée à partir de données de validation. Cette erreur de prédiction est la différence entre la prédiction de la sortie et la sortie réelle.  $y(k)$  est la sortie réelle du système. La lettre  $y$  réfère à l'indice temporelle de la données et les sommations sont effectuées sur tous les données après troncature pour remédier aux erreurs de bout, c'est-à-dire  $N$  données.

En utilisant des données de validation pour calculer le %VAF, les modèles sont pénalisés s'ils identifient trop bien le bruit du système car il est stochastique. C'est donc un facteur de pénalité qui est imposé à la source. Des méthodes comme le critère d'information d'Aikake, l'erreur finale de prédiction ou la description minimale de Rissanen permettent de pénaliser encore plus les modèles qui utilisent trop de données pour l'identification ou encore qui sont d'ordre trop élevés. Dans cette thèse, le nombre de données de chaque vecteur est identique (voir la section sur la troncature dans 2.2.1.1). Ces facteurs ne seraient alors qu'une pénalité supplémentaire sur l'ordre du système. De plus, le nombre de ces facteurs étant considérables, il est très difficile de trouver celui qui s'approche le plus de la réalité pour l'identification d'une système comme celui de cette thèse.

Pour chacun des systèmes, les résultats en %VAF sont mis en graphiques. Pour

chacun des ordres au dénominateur, un graphique est présenté et l'abscisse de chacun d'eux représente l'ordre au numérateur. À partir de ces graphiques, il est possible de déterminer l'ordre qui produit le meilleur estimateur de couple produit au coude. Le meilleur estimateur a été déterminé pour chaque type de modèle (ARX ou OE), pour chaque type de pré-processeur EMG et pour chacune des vitesses d'activation (low ou high).

Les deuxièmes types de graphiques d'intérêts sont des graphiques qui représentent à nouveau le %VAF. Ces graphiques sont produits en calculant les moyennes de tous les critères de comparaison (chaque sujets) pour chacun des ordres au numérateur et au dénominateur. Cete valeur moyenne est alors un indicateur de tendance pour cette composition de paramètres. Les graphiques produits sont, comme au paragraphe précédent, les modèles (ARX ou OE), les pré-processeur EMG et les vitesses d'activation (low ou high).

Le troisième type de graphique vise à comparer le couple réel avec le couple identifié à partir des signaux EMG et des coefficients trouvés avec les données d'identification par le meilleur estimateur.

Finalement, le quatrième type de graphique présente les pôles et zéros des systèmes identifiés afin d'analyser leur dynamique et de la comparer en fonction du niveau de performance %VAF atteint.

## 5.2 Construction des tableaux de résultats

### 5.2.1 Moyennage des données pour chaque ordre

Le nombre de données considérables rend difficile l'interprétation des résultats. Une méthode de moyennage des résultats de réussite des tests (en %VAF) est utilisée pour représenter plusieurs fichiers de plusieurs sujets.

En traçant des graphiques pour chaque ordre de dénominateurs (de 1 à 6), pour chaque type de systèmes d'identification (ARX et OE) et pour chaque pré-processeur

EMG, il est possible de bien visualiser la distribution des %VAF en fonction des ordres au numérateur. Un graphique typique est présenté à la Figure 5.1. Tous les autres graphiques de ce type sont présentés en annexe.

Sur ce graphique, plusieurs types de symboles sont utilisés comme marqueurs pour les résultats. Ces symboles sont reliés à des sujets et à des fichiers particuliers. La moyenne de tous les fichiers et de tous les sujets est calculée et indiquée sur les graphiques par une mince ligne horizontale plus large que les autres symboles.

### 5.2.2 Globalisation des graphiques de moyennage par ordre

Bien que les résultats présentés à la sous-section précédente permettent de mieux regrouper les données en fonction de leurs conditions d'identification, le problème de visualisation globale est encore irrésolu.

Un regroupement de ces données est donc fait et un graphique typique est présenté à la Figure 5.2. Pour faire ces graphiques, les résultats des graphiques de la sous-section précédente sont regroupés. Pour chaque type de système d'identification et pour chaque pré-processeur, un graphique de la moyenne des %VAF en fonction de l'ordre du numérateur et du dénominateur est reconstruit. Les deux autres graphiques de la Figure 5.2 présentent les écart-types et le nombre de fichiers utilisés pour calculer la moyenne.

Le nombre de fichiers n'est pas toujours de 75. Les %VAF avec une erreur trop grande ( $]0, 100[$ ) ne sont pas conservés dans les calculs. Ces fichiers hors moyenne sont dus aux problèmes de convergence.

Sur tous les graphiques de la Figure 5.2 et ceux en annexe, on peut trouver un point noté par un astérisque. Ce point est placé sur la donnée la plus élevée du graphique (i.e. le point de %VAF maximum). Le numérateur et le dénominateur correspondants à ce point sont aussi marqués sur le graphique pour en faciliter leur visualisation.

## OE alpha coef, Mul Ch w/o Adap Wh, High Speed, Scaling

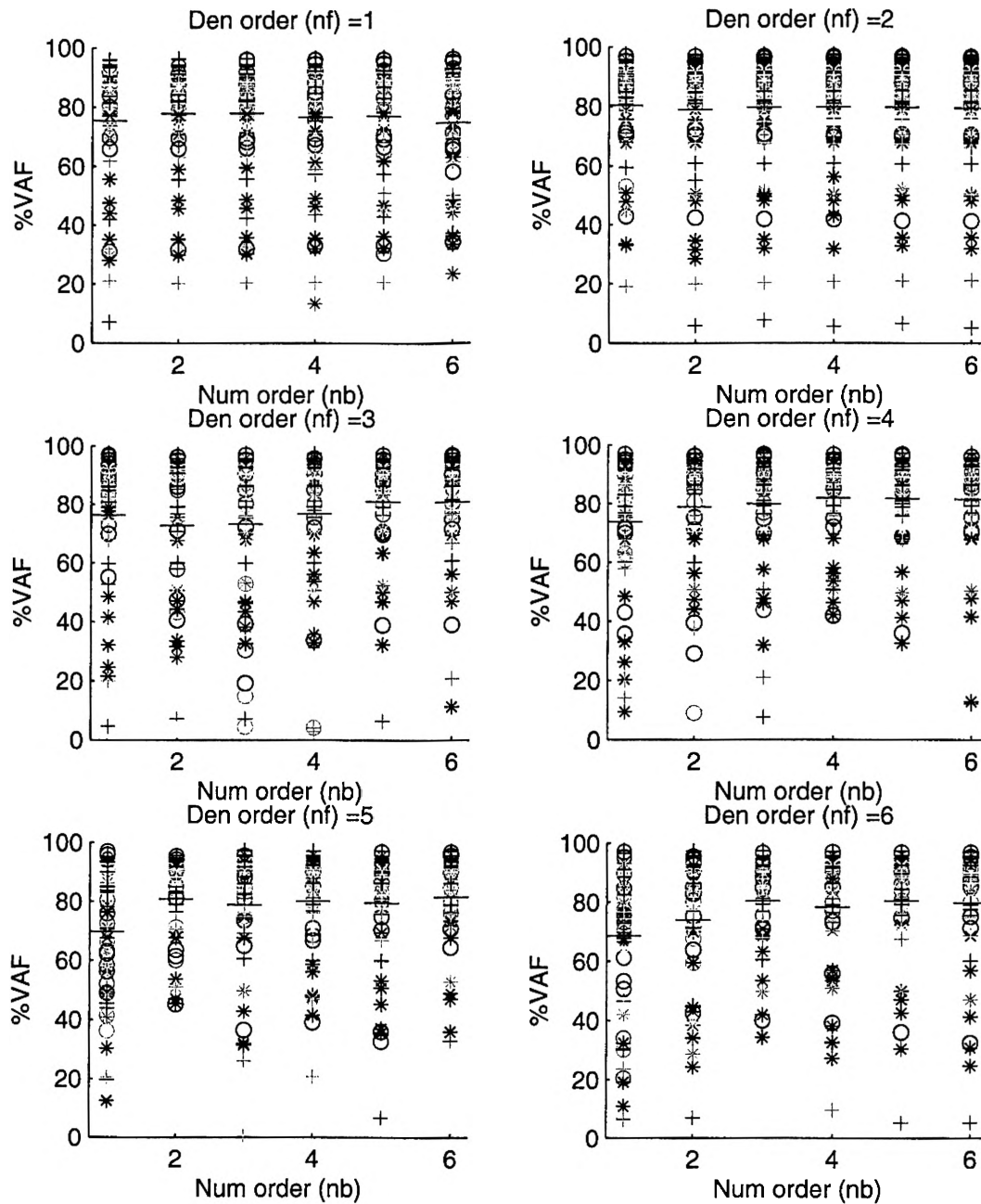


Figure 5.1: Distribution du %VAF en fonction de l'ordre. Chacun de ces graphiques présente un ordre du dénominateur différent (nf) pour un système OE avec  $\alpha$  (coefficient pour modéliser le point d'opération). Sur chaque graphique, le %VAF est donné en fonction du numérateur (nb) de l'équation d'identification. Pour chaque numérateur, une ligne horizontale plus longue est placée pour y montrer la moyenne.

OE alpha coef, Mul Ch w/o Adap Wh, High Speed  
 Max= 81.98+/-14.16 [ 64 files ], nf=4, nb=4

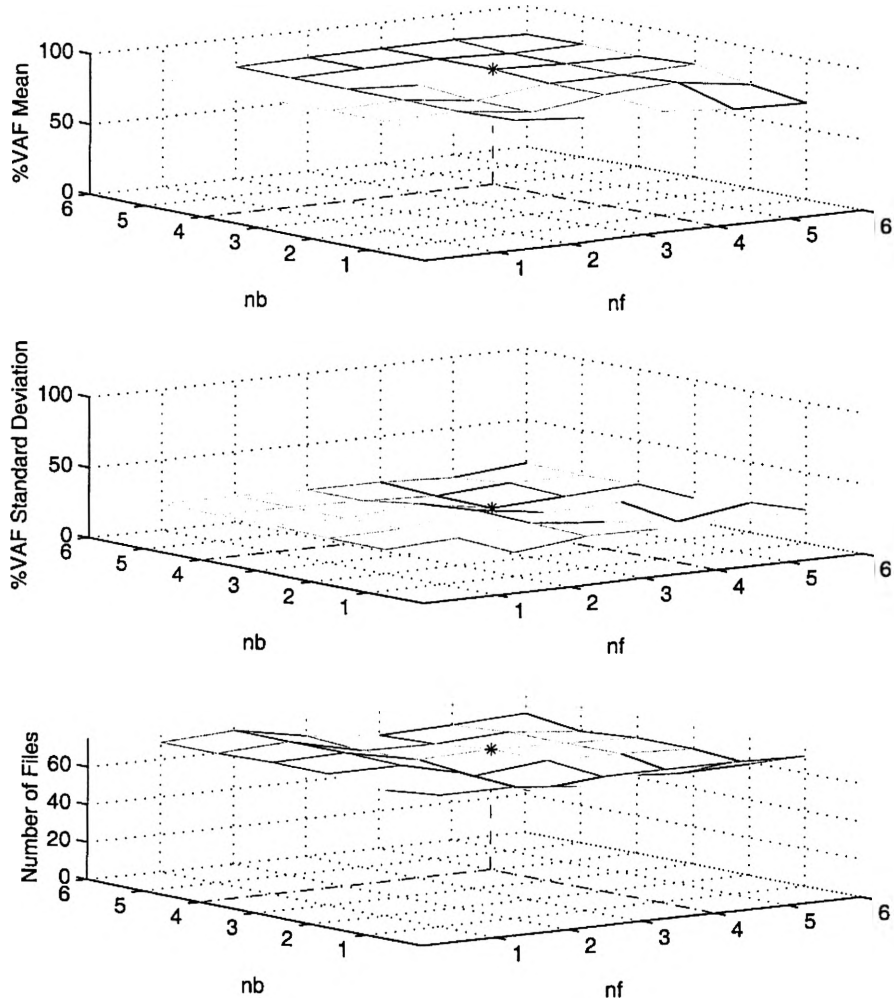


Figure 5.2: %VAF, écart-type et nombre de fichiers ayant un %VAF entre 0 et 100 en fonction des ordres. La surface créé dans le premier sous-graphique est faite par le moyennage de tous les fichiers et de tous les sujets en fonction du numérateur (nb) et du dénominateur (nf) de l'équation d'identification. Les graphiques proviennent d'un OE avec un coefficient supplémentaire  $\alpha$  après un pré-processeur de type multiple channels without adaptive whitening filter. L'étoile «\*» est placée à l'endroit aux points correspondant au %VAF moyen est le plus élevé.

### 5.2.3 Tableaux de résultats

Afin de présenter les résultats sous une forme encore plus compacte en fonction des différents types de modèles d'identification, des tableaux de résultats ont été utilisés. Ces tableaux sont complétés avec les données provenant des graphiques retrouvés en annexe. Les données du tableau représentent les points de moyenne de %VAF maximum de chaque graphique ainsi que les écart-types et nombres de fichiers utilisés.

Les tableaux 5.1 et 5.2 sont faits identiquement mais pour des vitesses d'activation différentes.

### 5.2.4 Aspect des données d'identification

Afin de mieux comprendre où se situent les erreurs de modélisation entre le couple réel et prédit, il est préférable de construire des graphiques illustrant ces deux variables en fonction du temps. Un graphique typique est illustré à la sous-figure supérieure de la Figure 5.3. Les graphiques présentés montrent les fichiers ayant les plus hauts %VAF pour chaque combinaison d'ordre, de type de système d'identification, de pré-processeurs et de vitesses. D'autres graphiques similaires se retrouvent à l'annexe D.2

Dans la sous-figure inférieure gauche, une régression linéaire est tracée entre les couples réel et identifié. Si la pente tend vers 1, l'identification est alors bonne et le système peut alors être bien exprimé par un modèle linéaire. Si cette même pente est moins que un, il y a alors une surévaluation des hautes amplitudes. Avec une pente de plus de un, c'est le contraire. L'ordonnée à l'origine est un indicateur de l'erreur de biais, bien que d'autres causes peuvent aussi la gonfler.

Sur la sous-figure de droite, un spectre fréquentiel de l'erreur (la différence entre les deux couples de force) est présenté.

Tableau 5.1: Tableau des résultats expérimentaux, vitesse rapide.

Vitesse d'activation = Rapide			avec filtre "adaptive whitening"			
			Single channel	Multiple channel	Single channel	Multiple channel
A R X	avec le point d'opération conservé pour les calculs	%VAF na / nb Fichiers	75.83 +/- 19.32 19 / 5 41	83.19 +/- 11.29 29 / 13 20	81.01 +/- 19.19 25 / 13 31	84.84 +/- 14.23 23 / 15 25
	avec le point d'opération enlevé avant les calculs	%VAF na / nb Fichiers	71.77 +/- 16.12 25 / 3 25	77.55 +/- 13.91 19 / 11 31	74.08 +/- 20.51 27 / 3 24	77.82 +/- 24.55 27 / 7 18
O E	avec le point d'opération identifié dans les calculs	%VAF nf / nb Fichiers	75.71 +/- 20.17 4 / 6 60	81.98 +/- 14.22 4 / 4 64	81.66 +/- 12.68 3 / 5 61	85.37 +/- 11.12 6 / 5 60
	avec le point d'opération enlevé avant les calculs	%VAF nf / nb Fichiers	81.50 +/- 15.55 2 / 1 74	84.84 +/- 13.64 2 / 2 72	84.74 +/- 13.41 2 / 4 73	87.15 +/- 12.38 2 / 6 74



Tableau 5.2: Tableau des résultats expérimentaux, vitesse lente.

Vitesse d'activation = Lente			avec filtre "adaptive whitening"			
			Single channel	Multiple channels	Single channel	Multiple channels
A R X	avec le point d'opération conservé pour les calculs	%VAF na / nb Fichiers	77.74 +/- 12.88 29 / 13 17	81.85 +/- 10.73 19 / 3 38	77.71 +/- 15.18 19 / 3 39	83.33 +/- 11.02 29 / 15 18
	avec le point d'opération enlevé avant les calculs	%VAF na / nb Fichiers	84.85 +/- 9.55 29 / 15 24	88.38 +/- 6.43 29 / 7 25	87.84 +/- 7.78 29 / 7 25	90.32 +/- 7.14 27 / 7 24
O E	avec le point d'opération identifié dans les calculs	%VAF nf / nb Fichiers	79.16 +/- 13.29 1 / 1 64	83.59 +/- 10.67 1 / 5 67	80.08 +/- 15.33 2 / 2 54	84.30 +/- 13.36 2 / 4 58
	avec le point d'opération enlevé avant les calculs	%VAF nf / nb Fichiers	85.24 +/- 9.42 3 / 1 72	87.91 +/- 12.55 1 / 3 74	87.51 +/- 7.77 1 / 3 73	88.65 +/- 10.92 1 / 3 74

OE alpha coef, Mul Ch with Adap Wh, High Speed,  
Subject =21, file = 65, nb= 5, nf= 6, %VAF = 97.89

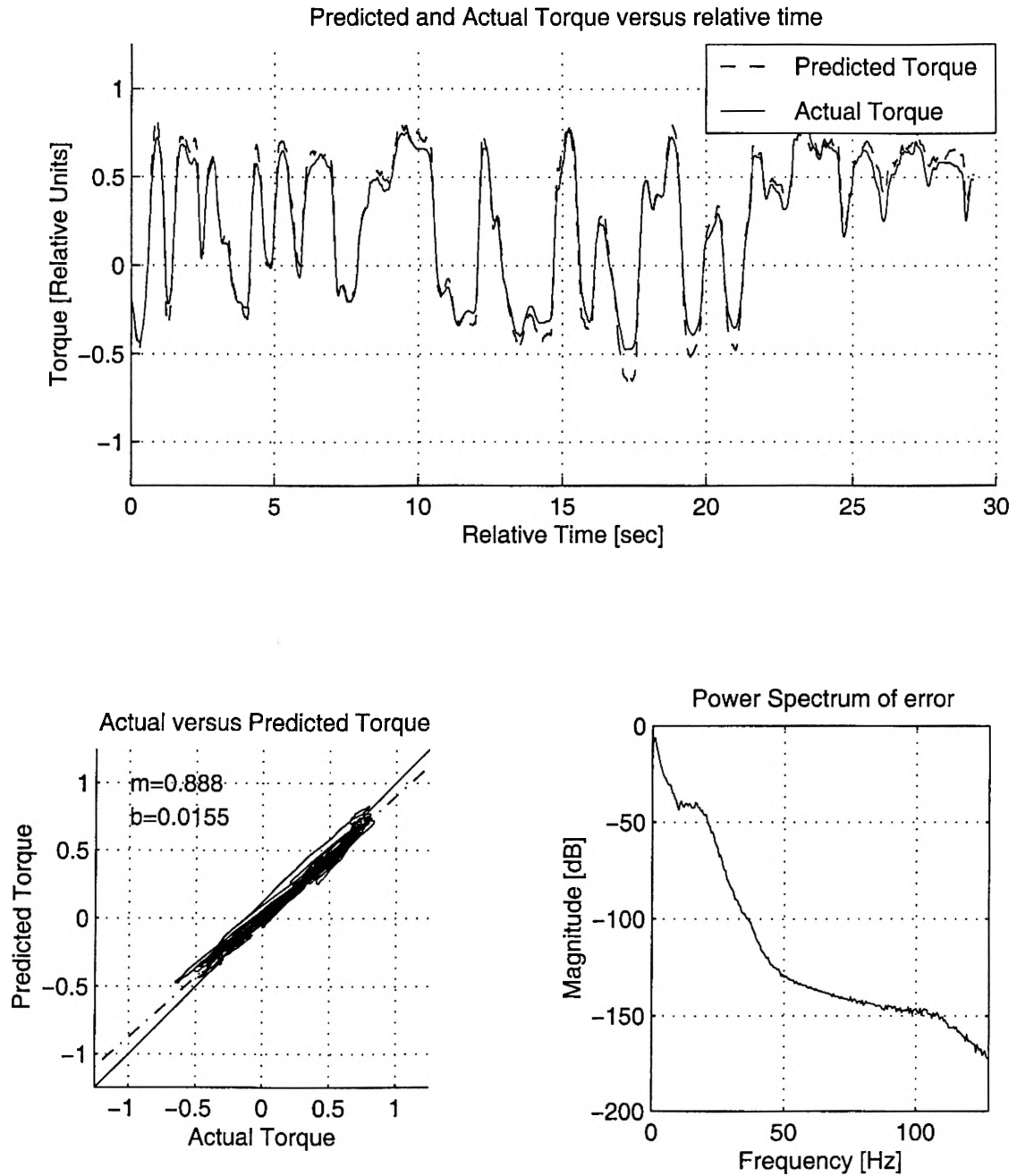


Figure 5.3: Couple de force réel et prédit. La figure supérieure présente la superposition des couples réel et prédit. La sous-figure du bas à gauche montre la régression linéaire entre les deux types de couple et, pour terminer, la sous-figure de droite montre le spectre fréquentiel de l'erreur.

### 5.3 Graphique de pôles et de zéros

Puisque les systèmes identifiés sont de nature numérique, le cercle unitaire est utilisé pour analyser la position des pôles et zéros. Le nombre de systèmes comparés lors de ce travail est très élevé. La méthode de présentation choisie pour faire l'analyse est la superposition des cercles unitaires. Cette méthode permet de mettre les pôles et zéros de plusieurs systèmes sur le même graphique, ce qui réduit de beaucoup l'espace nécessaire à la présentation des résultats. Afin de ne pas perdre de vue une corrélation possible entre les positions sur le cercle unitaire et les performances, des intervalles basés sur le %VAF ont été utilisés.

Pour chaque combinaison d'ordre de numérateur, de dénominateur, de pré-processeur et de type de système d'identification, quatre cercles unitaires sont présentés pour des intervalles %VAF différents i.e. 90 - 100%, 80 - 90%, 50 - 80% et 0 - 50%. Des cercles typiques pour un système donné sont illustrés à la Figure 5.4. Les pôles et les zéros de tous les sujets (total de 15 sujets) et de tous les essais (total de 5 essais) y sont superposés. Tous les autres graphiques de cercles unitaires pour chacun des systèmes se retrouvent en annexe E. Cette méthode permet de visualiser facilement les variations de positions des pôles et zéros.

Sur les graphiques à pôles communs (systèmes ARX), les pôles sont représentés par des signes plus «+» . Quand les pôles sont différents (modèle OE) pour les deux entrées (biceps et triceps), les pôles sont représentés sur les graphiques par des signes astérisques «\*» et des signes plus «+» respectivement. Pour les deux cas (ARX et OE), les zéros sont représentés par des signes zéros «o» et des signes carrés «□» respectivement.

OE alpha coef, Sgl Ch w/o Adapt Wh, High Speed,  
[nf,nb]=[1,5]

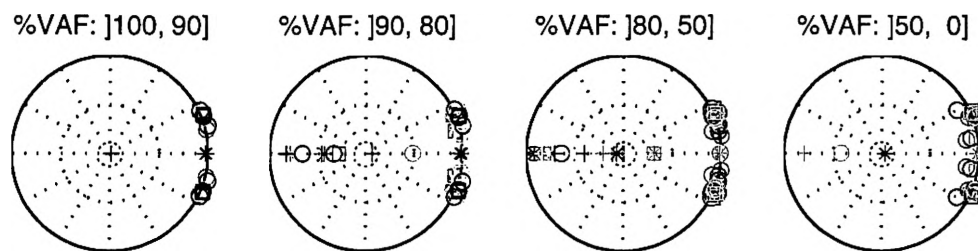


Figure 5.4: Cercle unitaire typique d'un système pour tous les sujets et tous les essais haute vitesse. Les pôles sont différents pour les deux entrées (biceps et triceps); ils sont représentés respectivement par des signes astérisques «\*» et des signes plus (+). Les zéros sont représentés par des signes zéros «o» et des signes carrés «□» selon l'ordre respectif. Les quatre cercles unitaires servent à délimiter les systèmes en fonction de leur performance calculée en %VAF.

# CHAPITRE 6

## Discussion

### 6.1 Ordre du système

Certaines méthodes d'identification de systèmes peuvent déterminer l'ordre d'un système mais de nombreuses autres méthodes, telles les méthodes paramétriques et les réseaux neuroniques nécessitent de fixer l'ordre *a priori*. Plusieurs ordres peuvent être utilisés pour faire l'identification d'un système, et cela, indépendamment du type de modèle d'identification. Dans ce travail de recherche, les méthodes paramétriques ont été utilisées afin de faire l'identification. Le choix de l'ordre du système était une inconnue qui devait être trouvée. Si un ordre trop élevé est utilisé pour faire l'identification, le système peut, en théorie, pousser des coefficients de l'équation à optimiser vers zéro. En pratique, avec le bruit, il est difficile de pousser ces coefficients à zéro.

Une partie du bruit, la partie stochastique, est impossible à identifier par un modèle linéaire de par sa nature aléatoire. En appliquant un filtre sur cette partie aléatoire,

il est possible de la transformer quelque peu et ainsi améliorer la performance de son identification.

### 6.1.1 Positionnement des pôles et des zéros

En se rapportant à l'annexe E, on peut mieux comprendre la localisation des pôles du système. Cette annexe présente les graphiques de pôles et de zéros pour chaque système en séparant les ordres par intervalle de réussite. En superposant tous les fichiers et tous les sujets, les «zones» de plus haute densité peuvent être localisées. Un cercle unitaire typique est présenté à la figure 5.4.

En analysant la Figure 6.1, on peut trouver la signification physique de la localisation des pôles pour un système qui n'a pas de zéro. Malheureusement, dans un système avec des zéros l'interprétation devient plus difficile. Deux types de pôles sont prédominants avec le système étudié. Le premier type de pôles est placé dans la zone de faible amortissement ( $\zeta = [0 \approx 0.15]$ ), ce qui se traduit par des pôles plus rapides. Ces pôles sont ceux provenant du bruit dans le système. Quelquefois, ce bruit peut appartenir à l'environnement et son identification peut être bénéfique. Dans d'autres cas, l'identification du bruit peut être néfaste car le système identifié est amené à être utilisé dans un environnement différent de celui de l'identification. Dans le cas présent, l'environnement étant fixe, l'identification du bruit environnant est désirée et est calculée comme une partie intégrale du critère de réussite. Un deuxième type de pôles est celui dont le  $\zeta$  est plus élevé. Ces pôles sont ceux du système. Ces pôles sont similaires dans tous les graphiques et, si l'ordre du système est assez élevé, ils demeurent dans les mêmes régions du cercle unitaire. On peut aussi noter que tous les pôles des systèmes sont stables.

### 6.1.2 Influence du nombre de pôles et de zéros du système

Physiquement, le système a un nombre de pôles limité. Les principaux pôles sont peu nombreux. Il est cependant très difficile de déterminer le nombre de pôles du

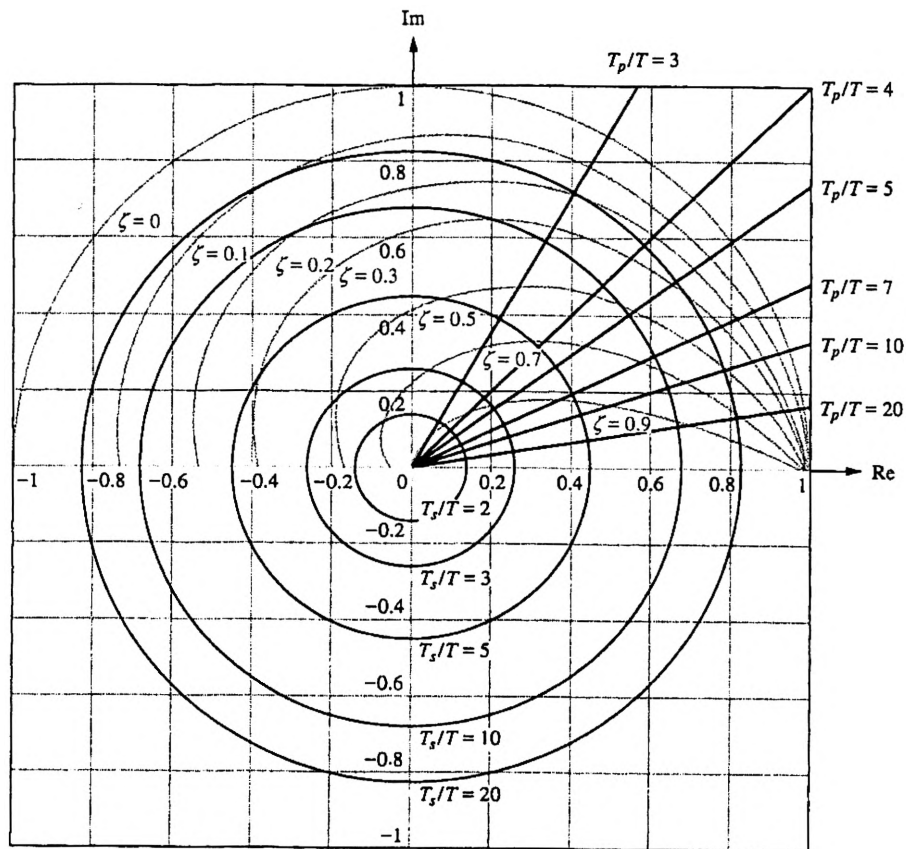


Figure 6.1: Interprétation du cercle unitaire. Les pôles stables d'un système se situent à l'intérieur du cercle unitaire, ceux sur le cercle sont marginalement stables et ceux à l'extérieur sont instables. Les cercles concentriques dont l'origine est à zéro sont des cercles où le «setling time» est constant. Les lignes radiales, d'origine à zéro sont des lignes où le «peak time» est constant. Pour terminer, les cercles centrés à l'origine sont des cercles où le «% overshoot» est constant. (Figure tirée de [26] *Control System Engineering*, Nice N. S., 1995)

système permettant de trouver l'optimum. La présence du pré-processeur, variant le contenu fréquentiel des signaux rend cet exercice encore plus complexe. Le nombre de zéros devrait permettre de modéliser au moins le bruit provenant du réseau électrique, physiquement au milieu de la bande spectrale des signaux EMG. C'est pourquoi il est nécessaire d'essayer plusieurs combinaisons de pôles et de zéros.

En regardant dans les tableaux de résultats (Tableau 5.1 et 5.2), on peut donc trouver la combinaison optimale du nombre de pôles et de zéros pour le cas précis prescrit par les pré-traitements. Cette combinaison est variée dans la plupart des cas.

On peut remarquer que les ARX ont tendance à modéliser le système par un système d'ordre élevé au dénominateur (de nombreux pôles). Cette tendance origine du fait que le système ARX a des pôles communs aux deux entrées. En augmentant son ordre, il est donc capable de compenser jusqu'à un certain point le fait que la dynamique des systèmes de chaque entrée peut être différente. Pour ce qui est du OE, l'ordre des dénominateurs est beaucoup moindre. Cela s'explique par des pôles qui sont différents pour chaque entrée.

Il n'est pas possible de bien connaître l'ordre du système en utilisant les résultats de ces travaux. Il faut dire que l'ordre du système est dépendant du pré-traitement des données avant identification.

### **6.1.3 Courbe de l'erreur en fonction de l'ordre, du nombre de points et variance des coefficients du système**

Une règle du pouce suggère d'avoir un temps d'enregistrement de 10 fois la plus lente constante de temps du système. Dans le cas de ce travail, cette règle était respectée avec des enregistrements bruts de 30 secondes. L'acquisition était faite à 4096 Hz avec une décimation par un facteur de 16 (256 Hz). Un total de 4096 points bruts étaient utilisés lors de l'optimisation des méthodes pour minimiser l'erreur. En utilisant ce nombre de points, les variances des coefficients de l'équation d'identification est diminuée.

En utilisant des données de validation, qui sont des données différentes de celle



employées pour faire le calcul des coefficients, la courbe de l'erreur du modèle en fonction ne devrait pas être une fonction strictement décroissante tel que la Figure 6.2 le montre où les données de validation ne sont pas employées. Cependant les résultats obtenus ne permettent pas de voir cette tendance très facilement. On ne peut que voir cette tendance qu'avec la différence du critère de validation entre les ordre  $n_b=1$  et  $n_a/n_f=1$  avec les ordres plus élevés.

L'utilisation d'un ordre de système élevé amène des problèmes de nature mathématique et temporelle. La matrice de régression (communément appelée matrice  $z$ ) utilisée aussi bien pour la résolution du ARX ou du OE pour un système à deux entrées et une sortie a une dimension équivalente à la somme des ordres de polynômes de l'équation caractéristique. Par exemple, pour un système d'ordre  $n_f=5$  et  $n_b=6$ , elle a une dimension de 17 par le nombre de données enregistrées. Ayant un grand nombre de rangées, les probabilités de singularité augmentent lors de l'inversion de la matrice. On peut donc remarquer ce facteur pour des compositions d'ordre élevé dans l'annexe D.1 particulièrement pour les cas de ARX. De plus, le temps nécessaire au calcul est considérablement plus élevé.

## 6.2 Analyse de l'erreur

En analysant le graphique du haut de la figure 5.3, on peut remarquer une certaine tendance à surévaluer les hautes amplitudes. On peut aussi remarquer que les plateaux de force sont aussi très difficiles à simuler. Ces plateaux sont en fait des basses fréquences qui nécessitent plusieurs données pour être identifiées. De plus, le nombre de leurs répétitions étant plus bas que les plus hautes fréquences, le système d'identification a plus de difficultés à bien les représenter.

En regardant les graphiques du couple de force réel en fonction du couple de force identifié, on peut trouver que la relation entre les deux est près d'être linéaire ce qui était une hypothèse de base lors de l'utilisation des modèles d'identification utilisés.

L'ordonnée à l'origine de la régression linéaire peut donner une idée de l'erreur de

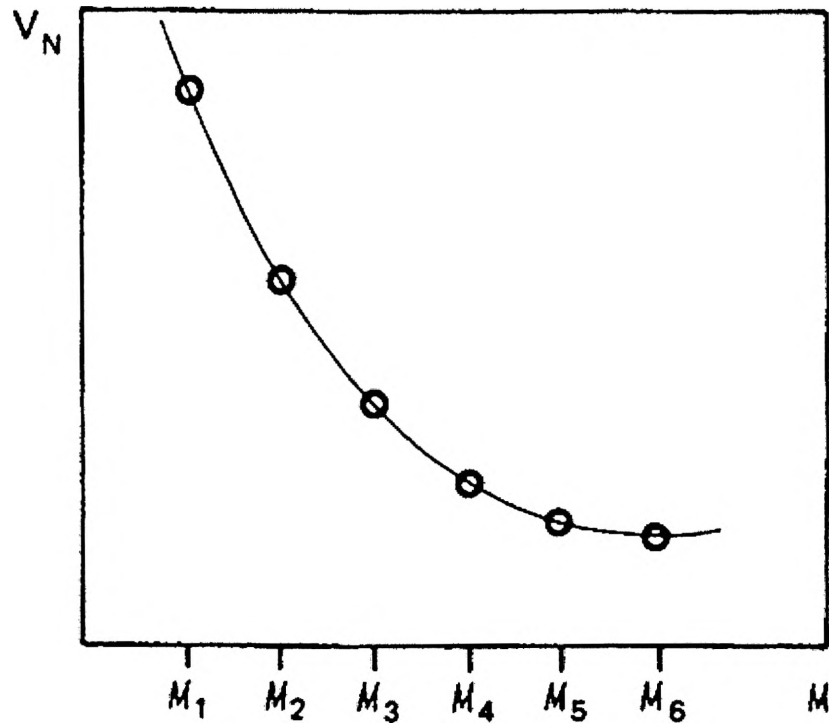


Figure 6.2: Critère de comparaison en fonction de l'ordre du modèle. Il sert à trouver la meilleure identification. Ici, il est présenté en fonction de l'ordre d'un certain modèle. Il faut noter que le critère de comparaison de cette image  $V_N$  a pour but d'atteindre 0 pour l'optimisation parfaite alors que le %VAF atteint 100% dans ce cas. La variable  $M$  représente le modèle et l'indice de  $M$  est son ordre. Ce graphique est calculé d'après la somme résiduelle et avec les données d'identification car la fonction est strictement décroissante. Si on utilise les données de validation, la somme résiduelle commencera par décroître pour atteindre un minimum pour ensuite croître. (Figure tirée de [22] *System Identification, Theory for the Users*, Ljung L., 1987)

biais. L'erreur de biais est l'erreur de l'estimation du point d'opération. Avec le système d'identification OE avec un coefficient supplémentaire  $\alpha$  et le ARX avec la moyenne conservée lors de l'identification, ce paramètre peut prendre beaucoup d'importance. L'erreur de biais est probablement le type d'erreur la plus coûteuse car, cette erreur est présente sur toutes les données. Lors de la régression linéaire, le biais va, avec l'erreur d'identification, contribuer à modifier l'ordonnée à l'origine de la régression.

Pour ces mêmes erreurs, on peut aussi faire leurs spectres. En regardant ceux-ci, on remarque une petite irrégularité à une fréquence d'environ 20 Hz. De plus, on peut aussi remarquer que le point où la courbe devient horizontale à haute fréquence varie en fonction de la vitesse d'activation. Il est normal que cette fréquence de «coupure» dans le spectre de l'erreur soit dans le même intervalle que celui de l'activation.

### 6.3 Le point d'opération

Dans ce travail, l'expérimentation a eu lieu avant la mise en place du protocole de dépouillement des données. Les signaux utilisés comme stimuli (afin de produire un couple de force au coude) des sujets étaient centrés (ou près de l'être).

Les signaux EMG, de par leur méthode de lecture par différence de potentielle, sont centrés. Une fois traités avec les pré-processeurs, ces signaux sont rectifiés, ce qui les rend non-centrés. Ce point a cependant été clairement introduit lors de la revue de littérature.

Dans la théorie, lors de l'identification de systèmes par méthode paramétrique, il est primordial d'avoir des signaux centrés avant l'identification (la minimisation de l'erreur), c'est-à-dire de retirer toute tendance et dérive du point d'opération, en particulier pour des modèles dont la partie stochastique est fixe (comme avec le OE). Il est à noter que pour les systèmes résolubles avec la méthode des MCS (comme le ARX), l'effet du point d'opération est amoindrie. Il est cependant recommandé de ne pas le faire, même si certains auteurs s'y risqueront.

Lors de ce travail, le modèle ARX a été utilisé de deux manières, une en soustrayant

la moyenne avant l'identification et l'autre en la conservant dans les données lors de l'identification. Si l'on compare le meilleur des résultats entre ces deux modèles pour tous les pré-processeurs, on peut affirmer que l'identification avec la moyenne retirée est plus performante comme il est facile de voir dans les tableaux (Tableau 5.1 et 5.2.

Un problème reste cependant important: il n'est pas toujours possible de retirer la moyenne des données avant l'identification. Avec le OE, deux méthodes ont aussi été comparées pour voir l'influence de l'identification du point d'opération par l'ajout du coefficient supplémentaire  $\alpha$ . Si on regarde les tableaux (Tableau 5.1 et 5.2, on peut voir que l'identification de ce coefficient est très coûteuse sur la précision totale du système. Bien que sa présence augmente le nombre de coefficients à identifier, cette influence est minime.

## 6.4 Meilleure méthode pour faire l'identification globale

### 6.4.1 Activation rapide

Si on regarde les tableaux 5.1, on peut voir que, pour la vitesse d'activation rapide, pour chaque pré-processeur, le OE avec la moyenne soustraite avant l'identification est meilleure que toutes les autres méthodes d'identification (différence d'au moins  $5.68 \pm 34.86$ ,  $2.86 \pm 27.76$ ,  $3.08 \pm 27.09$  et  $1.78 \pm 23.50$  en %VAF selon l'ordre des pré-processeurs mentionnés dans le tableau 5.1). De plus, les ordres du numérateur et du dénominateur (2/1, 2/2, 2/4 et 2/6 dans l'ordre habituel) sont moindres que toutes les autres méthodes.

Si le point d'opération doit être identifié, le OE avec coefficient alpha utilisant comme pré-processeur le «multiple channels with adaptive whitening filter» résulte en un  $85.37 \pm 11.12$  %VAF, comparativement à  $77.82 \pm 24.55$  %VAF obtenu avec le ARX avec la moyenne lors de l'identification. Bien que la différence du %VAF soit minime, le OE se distingue aussi par son ordre beaucoup moindre (6/5 par rapport à 27/7) et

par le taux de réussite des calculs (60/75 par rapport à 18/75).

On peut remarquer que les écart-types des systèmes avec le pré-processeur «single channel without adaptive whitening filter» est toujours plus élevé pour les autres types de méthodes d'identification ( $\pm 16.12$ ,  $\pm 19.32$ ,  $\pm 20.17$  et  $\pm 15.55$  en %VAF dans l'ordre habituel).

De manière générale, bien que le OE soit résolu par minimisation de l'erreur carrée avec une méthode d'optimisation, le taux de réussite des identifications est de beaucoup supérieur à celui des ARX. Comme indiqué dans la sous-section 6.1.3, le nombre de coefficients trop élevé du ARX le désavantage.

#### 6.4.2 Activation lente

Avec une activation lente, le pré-processeur «multiple channel with adaptive whitening filter» donne de meilleurs résultats pour tous les types de méthodes d'identification.

Le tableau 5.2 montre que l'utilisation du OE avec la moyenne soustraite avant l'identification, contrairement à la vitesse d'activation rapide, n'est pas toujours le meilleur type de modèle d'identification. Le OE avec la moyenne soustraite avant l'identification est le meilleur pour les pré-processeurs «single channel » seulement. Le ARX avec la moyenne soustraite quand à lui est le meilleur pour les trois autres types de pré-processeur.

Si l'utilisation se fait dans un but où le point d'opération est important, il est cependant mieux d'utiliser le OE avec le coefficient  $\alpha$  ( $79.16 \pm 13.29$ ,  $83.59 \pm 10.67$ ,  $80.08 \pm 15.33$  et  $84.30 \pm 13.36$  en %VAF dans l'ordre habituel). De tous les pré-processeurs dans ce cas précis, le «multiple channel with adaptive whitening filter » donne le meilleur conditionnement des données avant l'identification comme avec la vitesse d'activation rapide. Si on compare le nombre de fichiers ayant convergé, il est aussi beaucoup supérieur pour le OE avec le coefficient supplémentaire  $\alpha$  (64, 67, 54 et 58 dans l'ordre habituel) que pour le ARX avec la moyenne conservée lors de l'identification (17, 25, 25 et 24 fichiers dans l'ordre habituel).

Du paragraphe précédent, il est aussi possible de remarquer que la meilleure combinaison modèle d'identification et de pré-processeur dans le cas de l'identification du point d'opération est le OE avec un «multiple channel with adaptive whitening filter» ( $84.30 \pm 13.36$ ).

De manière générale, il est toujours possible d'observer que le nombre de fichiers de convergence est toujours beaucoup plus élevé avec le modèle d'identification OE. L'ordre des systèmes est aussi toujours plus bas.

### 6.4.3 Combinaison de pré-processeur et système d'identification

Indépendamment de la vitesse d'activation, on peut facilement voir les différences amenées par les pré-processeurs sur les systèmes d'identification sont présents. Si on regarde dans la définition même du pré-processeur, son utilité première est de diminuer le ratio bruit / signal (SNR). De plus, si on regarde au niveau des 4 pré-processeurs utilisés, le «single channel with no adaptive whitening filter» est le moins performant. L'ordre de présentation des pré-processeurs est aussi l'ordre de diminution du bruit.

Le couplage de deux systèmes en série, comme il est fait dans ce travail, produit une réponse qui est imprévisible. La haute performance d'un pré-processeur couplé à la haute performance d'un type de système d'identification peut produire un résultat bon, très bon ou médiocre. Un bon moyen d'être certain de la performance de l'ensemble est de le tester expérimentalement.

Il est clair en analysant les tableaux 5.1 et 5.2 que l'utilisation du pré-processeur «multiple channels with adaptive whitening filter» donne de meilleurs résultats que les autres types de pré-processeurs, indépendamment du type de système d'identification. C'est aussi lui qui donne le SNR le plus élevé. Le couplage de ce pré-processeur avec le système d'identification n'a pas l'air de souffrir d'une interaction négative mais plutôt très positive.

#### 6.4.4 Problèmes de convergence

Le OE est un système qui donne de meilleurs résultats mais il n'est pas parfait. Le OE est résolue avec des méthodes d'optimisation. Ces méthodes peuvent facilement converger sur un minimum local. Il est impossible d'utiliser une méthode certaine à 100% de donner un minimum global de l'erreur.

Dans cette thèse, pour se parer de ce problème, les résultats utilisés sont «filtrés» pour évaluer la validité de la réponse. La méthode la plus simple est de regarder l'allure générale du résultat et de se demander si elle est plausible.

Dans certains cas, un minimum local peut être une réponse satisfaisante pour l'utilisation du système. Dans ces mêmes cas, il peut être très difficile de savoir la nature du minimum.

Si un minimum local est trouvé, il est possible de reprendre la minimisation avec un autre point de départ. Bien que plusieurs points de départ puissent être utilisés, le temps de calcul est très long et ce n'est pas le meilleur moyen à employer.

Des méthodes plus récentes de minimisation tels les algorithmes génétiques semblent donner d'excellents résultats (mais pas encore parfaits) avec certains types de systèmes.

# CHAPITRE 7

## Conclusion

L'objectif principal de cette recherche était de trouver un modèle décrivant la relation entre les signaux EMG et le couple produit par le coude lors de contractions dynamiques à angles constants. Comme présenté auparavant, c'est la combinaison des différents pré-processeurs et des systèmes d'identification qui produit le réponse du système, et, il est important de voir ces deux parties de calcul comme indépendantes.

Donc, toutes les combinaisons possibles entre les pré-processeurs et les type de systèmes d'identification ont été essayées. Les pré-processeurs étaient :

- Single channel without adaptive whitening filter.
- Multiples channels without adaptive whitening filter.
- Single channel with adaptive whitening filter.



- Multiples channels with adaptive whitening filter.

et les systèmes d'identification étaient:

- AutoRegressive model with eXogenous inputs (ARX).
- Output Error model (OE).

En plus de ces deux facteurs principaux, d'autres facteurs sont venus influencer les méthodes de calculs tel le point d'opération, l'ordre du système et la vitesse d'activation.

Pour identifier les points d'opération, les méthodes suivantes ont été utilisées:

- Augmentation de l'ordre du système.
- Enlever les moyennes des signaux.
- Identifier un coefficient de plus pour le rapport de points d'opération.

Afin de faire la prédiction de l'ordre du système utilisé, différents ordres ont été itérés. Pour le ARX, les ordres de 1 à 15 par intervalle de 2 au numérateur et de 1 à 30 par bon de intervalle de 2 pour au dénominateur ont été employés. Pour ce qui est des OE, les ordres de 1 à 6 par intervalle de 1 ont été employés au numérateur et au dénominateur. Pour terminer, les données recueillies provenaient de stimuli visuels de 0.25 et 1 Hz.

Après l'essai de toutes ces combinaisons, une approche de visionnement globale a été utilisée pour analyser ces résultats. Le %VAF a été utilisé comme le critère de comparaison dans tous les cas.

En se basant sur une vitesse d'activation rapide (1 Hz), le OE avec «multiple channels with adaptive whitening filter» avec la moyenne soustraite (2<sup>e</sup> ordre au numérateur et 6<sup>e</sup> ordre au dénominateur) avant l'identification est meilleur que toutes les autres méthodes d'identification. Dans le cas où le point d'identification doit être identifié, le OE avec le coefficient  $\alpha$  avec comme pré-processeur le «multiple channels with adaptive whitening

filter» avec  $85.37 \pm 11.12$  %VAF est le meilleur avec un 6<sup>e</sup> ordre au numérateur et un 5<sup>e</sup> ordre au dénominateur.

Pour une activation plus lente (0.25 Hz), le meilleur système pour le traitement des signaux EMG dans le cas de la moyenne enlevée est le ARX avec «multiple channels with adaptive whitening filter» et la moyenne soustraite avec  $90.32 \pm 7.4$  %VAF. Cependant, il faut aussi noter que ce système a un polynôme de 7<sup>e</sup> ordre au numérateur et un de 27<sup>e</sup> ordre au dénominateur. Cet ordre de grandeur est cependant peu probable et montre une grande identification du bruit environnant. Le OE avec le coefficient  $\alpha$  et le pré-processeur «multiple channels with adaptive whitening filter» ( $84.30 \pm 13.36$  et 1<sup>er</sup> ordre au numérateur et 3<sup>e</sup> ordre au dénominateur) est le meilleur choix pour faire l'identification du point d'opération.

En général, le système ARX est grandement désavantagé par ses pôles communs pour le biceps et le triceps. De plus, l'ordre élevé de ce système rend sa résolution plus difficile et la variance de ses coefficients plus élevée. Le OE, pour sa part, permet de faire des identifications souvent meilleures et, de plus, avec un ordre de système moins élevé. Il ne faut cependant pas oublier que ce système n'est pas parfait et que, dû à sa méthode de résolution par minimisation de l'erreur, sa résolution peut tomber sur des minimums locaux.

Il est aussi facile de remarquer que le pré-processeur «multiple channels with adaptive whitening filter» permet de faire des identifications plus justes des systèmes, peu importe le type de systèmes d'identification.

Pour conclure, il est donc très important de noter que les types de systèmes d'identification et les pré-processeurs influencent grandement la précision de résultats. Il est aussi à noter que les méthodes permettant de faire l'identification du point d'opération sont moins performantes dans ce travail parce que les signaux originaux n'ont probablement pas permis de faire la différence étant centrés par défaut.

Il serait donc intéressant de refaire de nouveaux essais avec des signaux non-centrés dans le futur. Une autre avenue intéressante serait l'utilisation de méthodes d'identification récursives afin de pouvoir suivre l'évolution des coefficients en fonction de la fatigue du sujet.

# BIBLIOGRAPHIE

\* Agarwal G. C. and Gottlieb G. L., «Oscillation of the human ankle joint in response to applied sinusoidal torque on the foot», *Journal of Physiology*, 268, pp. 151-176, 1977

Bendat J. S. and Piersol A. G., «Random Data, analysis and measurement procedures», Wiley-Intersciences publication, 1986

\* Bobet J. and Norman R. W., «Least-squares identification of the dynamic relation between the electromyogram and the joint moment», *Journal of Biomechanics*, vol. 23, no. 12, pp. 1275-1276, 1990

Chon K. H. and Cohen R. J., «Linear and nonlinear ARMA model parameter estimation using an artificial neural network», *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 44, no. 3, pp. 168-174, 1997

\* Clancy E. A., «A PC based workstation for real-time acquisition, processing, and display of electromyogram signals», *Biomedical Instrumentation & Technology*, Publish by Hanley & Belfus, Philadelphia, pp. 123-134, 1998

\* Clancy E. A., «Electromyogram amplitude estimation with adaptive smoothing window length», *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 46, no. 6, pp. 717-729, 1999

- \* Clancy E. A., Matlab EMG toolbox, 1998 (Document interne)
  - \* Clancy E. A. and Farry K. A., «EMG Amplitude Estimation Using Adaptive Whiten-  
ing», Proceedings of The First Joint BMES/EMBS Conference, Atlanta, GA, p. 572,  
October 13-16, 1999
  - \* Clancy E. A. and Hogan N., «EMG amplitude estimation: a review of the past and  
a look towards the future», *MEC'97 «Issues in upper limb prosthetics »*, Institute of  
biomedical engineering, University of New Brunswick, pp. 71-74, 1997
  - \* Clancy E. A. and Hogan N., «Multiple site electromyograph amplitude estimation»,  
*IEEE Transactions on biomedical engineering*, vol. 42. no. 2, pp. 203-211, 1995
  - \* Clancy E. A. and Hogan N., «Relating agonist-antagonist electromyograms to joint  
torque during isometrics, quasi-isotonic, nonfatiguing contractions», *IEEE Transactions  
of biomechanical engineering*, vol. 44, no. 10, pp. 1024-1028, 1997
  - \* Clancy E. A. and Hogan N., «Theoric and experimental comparaison of root-mean-  
square and mean-absolute-value electromyogram amplitude detectors», *Proceedings -  
19th international conference - IEEE/EMBS*, pp. 1267-1270, 1997
  - \* Clancy E. A., Murray W. R. and Hogan N., «Multi-channel EMG processing», *Ad-  
vances in Processing and patern analysis of biological signals*, Edited by I. Gath and G.  
F. Inbar, New York, pp. 357-374, 1996
  - \* Desbiens A., *GEL-20701/GEL-65395 Identification des systèmes*, Département de  
génie électrique et de génie informatique, Université Laval, 1998
- Durfee W., «Estimation of force-activation, force-length and force-velocity properties in  
isolated, electrically stimulated muscle», *IEEE transactions on biomedical engineering*,  
vol. 41, no. 3, pp. 205-216, 1994
- \* Goldberg D. E., *Algorithmes génétique, Exploitation, optimisation et apprentissage  
automatique*, Éditions Addison-Wesley, Paris, 1994
  - \* Gottlieb G. L. and Agarwal G. C., «Dynamic relationship between isometric muscle  
tension and the electromyogram in man», *Journal of applied physiology*, vol. 30, no. 3,

pp. 345-351, 1971

\* Gottlieb G. L. and Agarwal G. C., «Response to sudden torques about ankle in man: myostatic reflex», *Journal of neurophysiology*, vol. 42, no. 1, pp. 91-106, 1979

\* Hof A. L. and Van den Berg J., «EMG to force processing I: An electrical analogue of the hill muscle model», *Journal of Biomechanics*, vol. 14, no. 11, pp. 747-758, 1981

\* Hof A. L. and Van den Berg J., «EMG to force processing II: Estimation of parameters of the Hill muscle model for the human triceps surae by means of a calfergometer», *Journal of Biomechanics*, vol. 14, no. 11, pp. 759-770, 1981

\* Hof A. L. and Van den Berg J., «EMG to force processing III: Estimation of model parameters for the human triceps surea muscle and assessment of the accuracy by means of a torque plate», *Journal of Biomechanics*, vol. 14, no. 11, pp. 771-785, 1981

\* Hof A. L. and Van den Berg J., «EMG to force processing IV: Eccentric-concentric contractions on a spring-flywheel set up», *Journal of Biomechanics*, vol. 14, no. 11, pp. 787-792, 1981

Hsu H. P., *Shaum's outline of theory and problems. Probability, random variables and random of probability, random variables, and random processes*, Mc Graw-Hill, 1996

Ifeachor E. C. and Jervis B. W., *Digital signal processing, a practical approach*, Addison-Wesley publisher Compagny, 1993

\* Koike Y. and Kawato M., «Estimation of dynamic joint torques and trajectory formation from surface electromyography signals using a neural network model», *Biol. cybern.*, vol. 73, pp. 291-300, 1995

\* Laursen B., Jensen B. R., Németh G. and Sjogaard G., «A model predicting individual shoulder muscle forces based on relationship between electromyographic and 3D external forces in static position», *Journal of Biomechanics*, vol. 31, pp. 731-739, 1998

\* Ljung L., *System Identification, Theory for the Users*, Prentice Hall PTR, 1987.

\* Ljung L. and Gland T., *Modeling of dynamic system*, Englewood Cliffs, Prentice Hall, 1994.

\* Luh J.-J., Chang G.-C., Cheng C.-K., Lai J.-S. and Kuo e-S., «Isokinetic elbow joint torques estimation from surface EMG and joint kinetic data: using an artificial neural network model», *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 9, pp. 173-183, 1999

McGill S. M., «A myoelectrically based dynamic three-dimensional model to predict loads on lumbar spine tissues during lateral bending», *Journal of Biomechanics*, vol. 25, no. 4, pp. 395-414, 1992

\* Misener D. L. and Morin E. L., «An EMG to force model for the human elbow derived from surface EMG parameters», *IEEE EMBS*, 1995

Morin E. L., «Identifying the EMG-force relationship», *IEEE EMBS*, 1995

\* Nice Norman S., *Control System Engineering*, 2nd ed., The Benjamin/Cummings Publishing Company, Inc., 1995

\* Pham K. D. and Morin E. L., «Dynamic surface EMG/Force Relation in human elbow flexion», *IEEE EMBS*, 1995

\* Press W. H., Teukolsky S. A., Vetterling W. T. and Flannery B. P., *Numerical recipes in C: The art of scientific computing*, 2nd ed., Cambridge University Press, 1988

\* Press W. H., Teukolsky S. A., Vetterling W. T. and Flannery B. P., *Source Code for Recipes and example programs, diskette v.2.08*, 2nd ed., Cambridge University Press, 1988, Disk 3 $\frac{1}{2}$

\* Raschke U. and Chaffin D. B., «Support for a linear length-tension relation of the torso extensor muscles: an investigation», *Journal of Biomechanics*, vol. 29, no. 7, pp. 881-889, 1996

\* Söderström T. and Stoica P., *System Identification*, Prentice Hall International series in systems and control engineering, United Kingdom, 1989

\* Theeuwes M., Gielen C. C. A. M. and van Bolhuis B. M., «Estimating the contribution of muscles to joint torque based on motor-unit activity», *Journal of Biomechanics*, vol. 29, no. 7, pp. 881-889, 1996

- \* Thelen D. G., Schultz A. B. and Ashton-Miller J. A., «Co-contraction of lumbar muscles during the development of time-varying triaxial moments», *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 13, pp. 390-398, 1995
- \* Thelen D. G., Schultz A. B. and Ashton-Miller J. A., «Quantitative interpretation of lumbar muscle myoelectric signals during rapid cyclic attempted trunk flexions and extensions», *Journal of Biomechanics*, vol. 27, no. 2, pp. 157-167, 1994
- \* Thelen D. G., Schultz A. B., Fassois S. D. and Ashton-Miller J. A., «Identification of dynamic myoelectric signal-to-force models during isometric lumbar muscle contractions», *Journal of Biomechanics*, vol. 27, no. 7, pp. 907-919, 1994

# REFERENCES

## BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] Agarwal G. C. and Gottlieb G. L., «Oscillation of the human ankle joint in response to applied sinusoidal torque on the foot», *Journal of Physiology*, 268, pp. 151-176, 1977
- [2] Bobet J. and Norman R. W., «Least-squares identification of the dynamic relation between the electromyogram and the joint moment», *Journal of Biomechanics*, vol. 23, no. 12, pp. 1275-1276, 1990
- [3] Clancy E. A., «A PC based workstation for real-time acquisition, processing, and display of electromyogram signals», *Biomedical Instrumentation & Technology*, Publish by Hanley & Belfus, Philadelphia, pp. 123-134, 1998
- [4] Clancy E. A., «Electromyogram amplitude estimation with adaptive smoothing window length», *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 46, no. 6, pp. 717-729, 1999
- [5] Clancy E. A., Matlab EMG toolbox, 1998 (Document interne)



- [6] Clancy E. A. and Farry K. A., «EMG Amplitude Estimation Using Adaptive Whitening», Proceedings of The First Joint BMES/EMBS Conference, Atlanta, GA, p. 572, October 13-16, 1999
- [7] Clancy E. A. and Hogan N., «EMG amplitude estimation: a review of the past and a look towards the future», *MEC'97 «Issues in upper limb prosthetics»*, Institute of biomedical engineering, University of New Brunswick, pp. 71-74, 1997
- [8] Clancy E. A. and Hogan N., «Multiple site electromyograph amplitude estimation», *IEEE Transactions on biomedical engineering*, vol. 42. no. 2, pp. 203-211, 1995
- [9] Clancy E. A. and Hogan N., «Relating agonist-antagonist electromyograms to joint torque during isometrics, quasi-isotonic, nonfatiguing contractions», *IEEE Transactions of biomechanical engineering*, vol. 44, no. 10, pp. 1024-1028, 1997
- [10] Clancy E. A. and Hogan N., «Theoric and experimental comparaison of root-mean-square and mean-absolute-value electromyogram amplitude detectors», *Proceedings - 19th international conference - IEEE/EMBS*, pp. 1267-1270, 1997
- [11] Clancy E. A., Murray W. R. and Hogan N., «Multi-channel EMG processing», *Advances in Processing and patern analysis of biological signals*, Edited by I. Gath and G. F. Inbar, New York, pp. 357-374, 1996
- [12] Desbiens A., *GEL-20701/GEL-65395 Identification des systèmes*, Département de génie électrique et de génie informatique, Université Laval, 1998
- [13] Goldberg D. E., *Algorithmes génétique, Exploitation, optimisation et apprentissage automatique*, Éditions Addison-Wesley, Paris, 1994
- [14] Gottlieb G. L. and Agarwal G. C., «Dynamic relationship between isometric muscle tension and the electromyogram in man», *Journal of applied physiology*, vol. 30, no. 3, pp. 345-351, 1971
- [15] Gottlieb G. L. and Agarwal G. C., «Response to sudden torques about ankle in man: myostatic reflex», *Journal of neurophysiology*, vol. 42, no. 1, pp. 91-106, 1979

- [16] Hof A. L. and Van den Berg J., «EMG to force processing I: An electrical analogue of the hill muscle model», *Journal of Biomechanics*, vol. 14, no. 11, pp. 747-758, 1981
- [17] Hof A. L. and Van den Berg J., «EMG to force processing II: Estimation of parameters of the Hill muscle model for the human triceps surae by means of a calfergometer», *Journal of Biomechanics*, vol. 14, no. 11, pp. 759-770, 1981
- [18] Hof A. L. and Van den Berg J., «EMG to force processing III: Estimation of model parameters for the human triceps surea muscle and assessment of the accuracy by means of a torque plate», *Journal of Biomechanics*, vol. 14, no. 11, pp. 771-785, 1981
- [19] Hof A. L. and Van den Berg J., «EMG to force processing IV: Eccentric-concentric contractions on a spring-flywheel set up», *Journal of Biomechanics*, vol. 14, no. 11, pp. 787-792, 1981
- [20] Koike Y. and Kawato M., «Estimation of dynamic joint torques and trajectory formation from surface electromyography signals using a neural network model», *Biol. cybern.*, vol. 73, pp. 291-300, 1995
- [21] Laursen B., Jensen B. R., Németh G. and Sjogaard G., «A model predicting individual shoulder muscle forces based on relationship between electromyographic and 3D external forces in static position», *Journal of Biomechanics*, vol. 31, pp. 731-739, 1998
- [22] Ljung L., *System Identification, Theory for the Users*, Prentice Hall PTR, 1987.
- [23] Ljung L. and Gland T., *Modeling of dynamic system*, Englewood Cliffs, Prentice Hall, 1994.
- [24] Luh J.-J., Chang G.-C., Cheng C.-K., Lai J.-S. and Kuo e-S., «Isokinetic elbow joint torques estimation from surface EMG and joint kinetic data: using an artificial neural network model», *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 9, pp. 173-183, 1999

- [25] Misener D. L. and Morin E. L., «An EMG to force model for the human elbow derived from surface EMG parameters», *IEEE EMBS*, 1995
- [26] , Nice Norman S., *Control System Engineering*, 2nd ed., The Benjamin/Cummings Publishing Company, Inc., 1995
- [27] Pham K. D. and Morin E. L., «Dynamic surface EMG/Force Relation in human elbow flexion», *IEEE EMBS*, 1995
- [28] Press W. H., Teukolsky S. A., Vetterling W. T. and Flannery B. P., *Numerical recipes in C: The art of scientific computing*, 2nd ed., Cambridge University Press, 1988
- [29] Press W. H., Teukolsky S. A., Vetterling W. T. and Flannery B. P., *Source Code for Recipes and example programs, diskette v.2.08*, 2nd ed., Cambridge University Press, 1988, Disk 3 $\frac{1}{2}$
- [30] Raschke U. and Chaffin D. B., «Support for a linear length-tension relation of the torso extensor muscles: an investigation», *Journal of Biomechanics*, vol. 29, no. 7, pp. 881-889, 1996
- [31] Söderström T. and Stoica P., *System Identification*, Prentice Hall International series in systems and control engineering, United Kingdom, 1989
- [32] Theeuwes M., Gielen C. C. A. M. and van Bolhuis B. M., «Estimating the contribution of muscles to joint torque based on motor-unit activity», *Journal of Biomechanics*, vol. 29, no. 7, pp. 881-889, 1996
- [33] Thelen D. G., Schultz A. B. and Ashton-Miller J. A., «Co-contraction of lumbar muscles during the development of time-varying triaxial moments», *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 13, pp. 390-398, 1995
- [34] Thelen D. G., Schultz A. B. and Ashton-Miller J. A., «Quantitative interpretation of lumbar muscle myoelectric signals during rapid cyclic attempted trunk flexions and extensions», *Journal of Biomechanics*, vol. 27, no. 2, pp. 157-167, 1994

- [35] Thelen D. G., Schultz A. B., Fassois S. D. and Ashton-Miller J. A., «Identification of dynamic myoelectric signal-to-force models during isometric lumbar muscle contractions», *Journal of Biomechanics*, vol. 27, no. 7, pp. 907-919, 1994

# ANNEXE A

## Documentation utilisée pour l'expérimentation

Afin de respecter les lois en vigueur au Liberty Mutual Research Center et le code de déontologie, différents formulaires ont été utilisés. Ces formulaires sont utilisés pour s'assurer du consentement du sujet avant l'expérience et de son état de santé. D'autres documents sont aussi utilisés pour arriver à répéter les expériences avec des temps précis dans des ordres d'opérations précis et sans erreur.

Cette annexe contient donc les documents utilisés pour le bon fonctionnement des expérimentations.

## A.1 Annonce de journal

Afin de trouver des sujets, une annonce a été publiée dans le MiddleSex News, un journal disponible dans les environs du Liberty Mutual Research Center. En voici donc le texte tel qu'envoyé pour publication.

**PART-TIME TEMPORARY WORK**Driving Research Study

Participate in a study evaluating driving behavior. Must have current MA drivers license and be aged 25-35 or 55-65. Earn \$10+ per hour for approx. 4 hours.

Electrophysiology Research Project

Men and women are needed for one four-hour study session investigating muscular exertion of the arm. Payment for the session is \$55. Subjects should be between the ages of 18-65 and have a valid social security number. Exercise of muscles of the arm on an exercise machine is required.

To inquire about either project, please call (508) 435-9061 ext 344 weekdays 9AM-4PM.

Liberty Mutual Research Center for Safety & Health.  
71 Frankland Road, Hopkinton, MA 01748

## A.2 Formulaire de réponse téléphonique

Lors des appels téléphoniques, les personnes devaient répondre à des courtes questions afin de cibler les sujets ne pouvant pas répondre aux exigences des tests, pour des raisons de santé ou prenant des médicaments pouvant affecter leur capacité musculaire.



**Liberty Mutual Research Center for Safety and Health  
Telephone Screening Form / Subject Questionnaire— Project 98-5**

This experiment will investigate new methods for analyzing the electrical activity of the muscles of your upper arm.

You will be seated in the chair of an exercise machine and secured in the chair via quick-release belts. These belts will feel similar to tightly worn seat-belts in an automobile. Electrodes will be placed over the muscles of your upper arm to monitor the electrical activity of these muscles. Then, you will be asked to produce a series of contractions ranging in effort from total relaxation to the maximum contraction that you can produce. These contractions will control the location of a marker shown on a computer screen. The computer will place a second "target" marker on the screen for you to "chase". Contraction durations will be such that no substantial muscle fatigue occurs during a contraction. Rest will be provided between contractions.

You will be paid \$55 upon completing the four-hour experimental session. Please wear a short-sleeve shirt to the experimental session.

For your information, Liberty Mutual does not allow smoking inside any of its buildings.

- Would you like to participate as a subject in this experiment? (Y or N)

Name	Sex	Social Security Number	Age
Address (Street) (City) (State) (Zip Code)		Home Phone	

1. Do you currently have any diseases, impairments or conditions which may require medical care, hospital care, or surgical operation?	Y	N
2. Have you been advised to take, or are you taking any medication currently?	Y	N
3. Is your physical activity limited in any way?	Y	N
4. Do you have any condition effecting the function of your right shoulder, arm or hand?	Y	N
5. Have you had persistent or recurring aching, pain, numbness or tingling sensations in the past year? If yes, does this occur in your:      Neck      Shoulders      Arms      Hands	Y	N
6. Have you needed treatment for cumulative trauma problems such as carpal tunnel, tenosynovitis, etc.?	Y	N
7. Do you have any scars on your right arm or shoulder?	Y	N
Question	Explanation	

### A.3 Formulaire de consentement

Une fois le sujet arrivé au centre de recherche, ses droits lui étaient lus et des explications sur le déroulement de l'expérimentation lui étaient données. Il devait alors signer le formulaire de consentement présenté dans les pages qui suivent.



**Liberty Mutual Research Center for Safety and Health  
Informed Consent Form — Project 98-5**

**Liberty Mutual Group**

Research Center for Safety & Health  
71 Frankland Road  
Hopkinton, MA 01743  
Phone (508) 435-9061  
Fax (508) 435-6136

**Purpose of Study**

When the muscles of your upper arm contract, electricity is produced by these muscles. This study will evaluate new ways to analyze this electrical signal (this signal is known as the electromyogram) to provide information about the function of muscles.

**Experimental Protocol**

You will be seated in the chair of an exercise machine and secured in the chair via quick-release belts. These belts will feel similar to tightly worn seat-belts in an automobile. Commercial electrodes will be placed over the muscles of your upper arm and torso to monitor the electrical activity of these muscles. Then, you will be asked to produce a series of contractions of the arm. During each contraction, your wrist will be placed in a cuff which holds your wrist in place and measures the forces produced during the contraction. Contraction tasks will range in effort from total relaxation to the maximum contraction that you can produce. Contraction durations will be such that no substantial fatigue occurs during a contraction. Rest will be provided between contractions.

**Benefits**

The only direct benefit associated with your participation in this experiment is the compensation received. Indirect benefits to society may be derived from implementation of the scientific knowledge gained during this research project.

**Risks**

The belts which secure you to the chair of the exercise machine should feel similar to tightly worn seat belts in an automobile. There is some possibility of minor discomfort due to wearing the wrist cuff — much as a shoe encloses the foot, the cuff encloses the wrist snugly while you are exerting muscular force against it. There is a risk of skin irritation from the skin preparation required for the electromyogram sensors or from tape used to secure the sensors to the skin. You should expect some muscle soreness to develop as a consequence of contracting your arm against the exercise machine. You may also experience mental fatigue from the concentration required to complete the tracking tasks.

**Participation**

Your participation in the study is strictly voluntary. You are free to withdraw consent and discontinue participation at any time. You are free to seek further information regarding the experiment at any time. The project investigators retain the right to cancel or postpone the experimental procedures at any time they see fit.

**Compensation**

You will be paid \$55 upon completing the four-hour experimental session. If the experiment is terminated prior to completion, you will be paid \$14/hour for each completed hour, up to a maximum of \$55.

-1 of 2-

**Helping People Live Safer, More Secure Lives**

**Smoking Policy**

As part of Liberty Mutual's interest in the health of its employees, customers, and guests visiting the Research Center, there is now a complete ban on smoking in, or in front of any of the buildings. Smoking areas have been designated behind each of the major buildings.

**Confidentiality**

Data obtained in this experiment will become the property of Liberty Mutual. The subject will remain anonymous in all publications related to this research.

**Supervision**

This study will be directly supervised by Edward (Ted) A. Clancy. Questions or comments about participation should be directed to Ted Clancy at (508) 435-9061(x206). You may also contact Mr. Jim Klock, Director of Operations for the Research Center at (508) 435-9061(x303).

**Video Monitoring**

Video cameras are used in the testing areas. These cameras feed into monitors which are placed outside the room in which you will be tested. These monitors are provided (a) so that other researchers and staff do not enter while an experiment is being conducted, and (b) so that other researchers can monitor the procedures and activity in the room.

**Videotaping**

In this experiment, you may be photographed and/or videotaped. These photographic or video records are the property of Liberty Mutual Insurance Co. and may be used at any time for any purpose.

**Consent**

Please read the following statement and sign on the line below if you agree to participate in the study.

*I have read this document and understand the purpose of the study, and what will be expected of me if I agree to participate. By signing this consent form, I agree freely to participate as a research subject without any pressure having been placed on me to do so.*

*I hereby grant to employees of Liberty Mutual Insurance Co., permission to use still, motion picture or video photography of me. In consideration of the money paid to me for participation in research, I consent to the use of the photographs or reproductions of them by Liberty Mutual for any purpose including their use in research presentations, scientific periodicals, newspapers, magazines or other media for advertising or for any other purpose.*

\_\_\_\_\_  
Signature

\_\_\_\_\_  
Date

\_\_\_\_\_  
Witness

\_\_\_\_\_  
Date

## A.4 Expérimentation

Lors de l'expérimentation, des feuilles présentant les opérations à respecter étaient utilisées. Elles permettaient de réduire les risques d'erreur et de mieux normaliser les temps alloués pour les opérations. Dans les deux sous-sections qui suivent, les documents utilisés sont présentés.

#### **A.4.1 Documentation pour la personne en charge du PC MW**

Cette personne était responsable de l'expérience et avait à faire respecter les délais entre et durant les tests. Elle devait aussi faire le calibrage et la configuration du PC MW. Voici donc les feuilles qui lui permettaient de suivre l'ordre des opérations.

Subject: \_\_\_\_\_

File: lb\_run.msw  
July 24, 1993**Experiment LB — Date: \_\_\_\_\_****Before Experiments**

- Power-up all equipment (Biodex, MW Computer, TARGET Computer)
- Prepare data directories on each PC
- Assign Subject number, data file ID
- Ready randomized trials
- Lower room lights
- Put up "Experiment in Progress" signs + turn on video monitors
- Filter box channels 0-13: gain = 1
- Plug in EMG electrode power

**When Subject Arrives**

- Confirm subject information, get medical approval (if needed), check for access to upper arm + shoulder.
- Written informed consent.

**Experimental Setup**

- Subject should use bathroom now. *Stow wallet, belt, etc., if desired.*
- Mount electrodes.
- Configure/measure chair etc. of Biodex (record).
- Rough scaling/function of electrode gains.
- For warm-up, have subject exercise on the Biodex.

**Subject Instructions During a Trial**

- Lift arm in the experimental position
- Biodex contact with arm should only be at the wrist cuff
- Relax all muscles not directly involved with pushing and pulling
- Push and pull only in the directions to/from the wrist cuff enclosures
- Maintain a consistent posture / contraction technique during and throughout all trials
- For constant-force trials (50, 100% MVC), move to target level gradually (0.5-1s)

Subject: \_\_\_\_\_

**MVC Calibration Trials**

- TARGET Computer not in use (leave in edit screen).

Trial #	MW Duration (s)	Condition / Instruction	Rest (min)
•		• Set MW duration to 5s.	
00	5	Fully relaxed, no forces on Biodex	0
•		• Enter channel 15 Offset below (twice). (lb_stats 16 lbxx00) • Set MW duration to 2s.	
01	2	100% MVC extension	3
•		• Enter channel 15 value below. • Check EMG gains, Channels 7-10, 12, 13. • Set MW duration to 2s.	
02	2	100% MVC flexion	3
•		• Enter channel 15 value below. • Check EMG gains, Channels 0-6, 11. • Set MW duration to 2s.	
03	2	100% MVC extension	3
•		• Enter channel 15 value below. • Check EMG gains, Channels 7-10, 12, 13. • Compute extension gain below. • Set MW duration to 2s.	
04	2	100% MVC flexion	3
•		• Enter channel 15 value below. • Check EMG gains, Channels 0-6, 11. • Compute flexion gain below.	
05	2	100% MVC extension (IF NEEDED)	3
06	2	100% MVC flexion (IF NEEDED)	3



Subject: \_\_\_\_\_

**50% MVC Extension Calibration Trials**

- Complete Offset, Gain worksheet below:

Trial 00, Channel 15 Offset value = Offset =

Trial 01, Channel 15 Offset value =

Trial 03, Channel 15 Offset value =

Trial 05, Channel 15 Offset value =

AVERAGE\_E =

AVERAGE\_E - Offset = Gain =

- Complete FLEXION worksheet on next page.
- MW: Set CalT Offset, Gains as computed above and on next page.  
(Edit "go\_lb": e.g. "-CalT AD15 Torque "Offset" "FlexGain" "ExtGain"
- MW: Set capture duration to 5s.
- MW: Set selection "4" (torque) to send to the serial port.
- TARGET: Set X-axis to +0.5 FIXED.
- TARGET: Set capture duration to 320 scans.

Trial #	MW Duration (s)	Condition / Instruction	Rest (min)
10	5	50% MVC extension.	2
11	5	50% MVC extension.	2

Subject: \_\_\_\_\_

**50% MVC Flexion Calibration Trials**

- Complete Offset, Gain worksheet below:

Trial 00, Channel 15 Offset value = Offset = Trial 02, Channel 15 Offset value = Trial 04, Channel 15 Offset value = Trial 06, Channel 15 Offset value = AVERAGE\_F = Offset - AVERAGE\_F = Gain = 

- TARGET: Set X-axis to -0.5 FIXED.

Trial #	MW Duration (s)	Condition / Instruction	Rest (min)
12	5	50% MVC flexion.	2
13	5	50% MVC flexion.	2

- EMG 2 not in use (leave in edit screen).

Trial #	MW Duration (s)	Condition	Rest (min)
14	5	0% MVC In experimental position (TARGET unused)	0
15	5	0% MVC, Fully relaxed (TARGET unused)	0

- Calibrate EMG channel offsets, gains ("go\_cal02 xx") & ("cali('xx)'), where xx is Subject Code.
- Calibrate whitening filters.

**Warm-Up**

- MW: Set capture duration to 30s.
- TARGET: Set capture duration to 1920 scans.

MW Serial Port	TARGET
0	Bandlimited (128)
4	Bandlimited (32)

- Allow practice as desired by the subject using the above modes.
- Rest 3 minutes.

Experiment LB Tracking Trials --- Subject: \_\_\_\_\_

MW Computer: 30s Duration.

TRACKER Computer: 1920 Scans Duration. Two minute breaks.

Run	Trial	MW	TRACKER
1	21	1	Bandlimited Uniform, Interp=128
2	22	2	Bandlimited Uniform, Interp=128
3	28	3	Bandlimited Uniform, Interp= 32
4	25	0	Bandlimited Uniform, Interp= 32
5	29	4	Bandlimited Uniform, Interp= 32
6	24	4	Bandlimited Uniform, Interp=128
7	20	0	Bandlimited Uniform, Interp=128
8	23	3	Bandlimited Uniform, Interp=128
9	27	2	Bandlimited Uniform, Interp= 32
10	26	1	Bandlimited Uniform, Interp= 32
11	30	ZERO EFFORT, FULLY RELAXED	
<hr/>			
12	45	0	Bandlimited Uniform, Interp= 32
13	48	3	Bandlimited Uniform, Interp= 32
14	49	4	Bandlimited Uniform, Interp= 32
15	42	2	Bandlimited Uniform, Interp=128
16	41	1	Bandlimited Uniform, Interp=128
17	47	2	Bandlimited Uniform, Interp= 32
18	44	4	Bandlimited Uniform, Interp=128
19	43	3	Bandlimited Uniform, Interp=128
20	40	0	Bandlimited Uniform, Interp=128
21	46	1	Bandlimited Uniform, Interp= 32
22	50	ZERO EFFORT, FULLY RELAXED	
<hr/>			
23	61	1	Bandlimited Uniform, Interp=128
24	68	3	Bandlimited Uniform, Interp= 32
25	63	3	Bandlimited Uniform, Interp=128
26	69	4	Bandlimited Uniform, Interp= 32
27	64	4	Bandlimited Uniform, Interp=128
28	66	1	Bandlimited Uniform, Interp= 32
29	65	0	Bandlimited Uniform, Interp= 32
30	67	2	Bandlimited Uniform, Interp= 32
31	60	0	Bandlimited Uniform, Interp=128
32	62	2	Bandlimited Uniform, Interp=128
33	70	ZERO EFFORT, FULLY RELAXED	

Subject: \_\_\_\_\_

**Post-Tracking Data**

- TARGET not in use (leave in edit screen).
- Record gains of first 14 recording channels (gains on Gain/Filter box).

Ch0	Ch4	Ch8	Ch12
Ch1	Ch5	Ch9	Ch13
Ch2	Ch6	Ch10	
Ch3	Ch7	Ch11	

- Record 5s on MW with all electrode-amplifiers shorted. (Use: "show16")  
Store as trial 80.

**When Subject Completes Trials**

- Remove electrodes.
- Pay Subject.
- Ask if subject would like to participate in future experiments (fill out form).
- Give subject copies of payment voucher, questionnaire and informed consent document.
- Subject departs.

**After Subject Departs**

- Clean electrode-amplifiers, clean-up lab.
- Record Biodex moment arm length.
- Back-up all data.

#### **A.4.2 Documentation pour la personne en charge du PC Target**

Cette personne était responsable de l'interaction avec le sujet. Elle s'assurait de la bonne tenue de la position expérimentale et la configuration du PC Target. Elle devait respecter l'ordre établi sur cette feuille pour que les 2 ordinateurs effectuent les même opérations en même temps.

Experiment LB Tracking Trials --- Subject: \_\_\_\_\_

MW Computer: 30s Duration.

TRACKER Computer: 1920 Scans Duration. Two minute breaks.

Run	Trial	MW	TRACKER
1	21	1	Bandlimited Uniform, Interp=128
2	22	2	Bandlimited Uniform, Interp=128
3	28	3	Bandlimited Uniform, Interp= 32
4	25	0	Bandlimited Uniform, Interp= 32
5	29	4	Bandlimited Uniform, Interp= 32
6	24	4	Bandlimited Uniform, Interp=128
7	20	0	Bandlimited Uniform, Interp=128
8	23	3	Bandlimited Uniform, Interp=128
9	27	2	Bandlimited Uniform, Interp= 32
10	26	1	Bandlimited Uniform, Interp= 32
11	30		ZERO EFFORT, FULLY RELAXED
<hr/>			
12	45	0	Bandlimited Uniform, Interp= 32
13	48	3	Bandlimited Uniform, Interp= 32
14	49	4	Bandlimited Uniform, Interp= 32
15	42	2	Bandlimited Uniform, Interp=128
16	41	1	Bandlimited Uniform, Interp=128
17	47	2	Bandlimited Uniform, Interp= 32
18	44	4	Bandlimited Uniform, Interp=128
19	43	3	Bandlimited Uniform, Interp=128
20	40	0	Bandlimited Uniform, Interp=128
21	46	1	Bandlimited Uniform, Interp= 32
22	50		ZERO EFFORT, FULLY RELAXED
<hr/>			
23	61	1	Bandlimited Uniform, Interp=128
24	68	3	Bandlimited Uniform, Interp= 32
25	63	3	Bandlimited Uniform, Interp=128
26	69	4	Bandlimited Uniform, Interp= 32
27	64	4	Bandlimited Uniform, Interp=128
28	66	1	Bandlimited Uniform, Interp= 32
29	65	0	Bandlimited Uniform, Interp= 32
30	67	2	Bandlimited Uniform, Interp= 32
31	60	0	Bandlimited Uniform, Interp=128
32	62	2	Bandlimited Uniform, Interp=128
33	70		ZERO EFFORT, FULLY RELAXED

# ANNEXE B

## Preuves et méthodes de calculs pour l'identification de système

Dans cette section, les détails de calculs en identification de système sont présentés. La plupart de ces développements sont disponibles dans des références telles Desbiens [12], Ljung [22] et Söderström et Stoica [31].

## B.1 Point d'opération et perturbation basse fréquence

Avant d'utiliser des signaux pour faire l'identification de systèmes, il est nécessaire d'enlever le point d'opération et les perturbations basses fréquences. Dans certaines références, le terme «dc gain» est utilisé pour faire référence à ces dernières. Plusieurs alternatives peuvent être utilisées pour arriver à enlever ces deux composantes indésirables.

### B.1.1 Identification du point d'opération

La forme générale de l'équation d'identification du système par méthode de la boîte noire est présentée dans l'équation 2.1 :

$$A(z^{-1})y(k) = \frac{B(z^{-1})z^{-d}}{F(z^{-1})}u(k) + \frac{C(z^{-1})}{D(z^{-1})}e(k) \quad (\text{B.1})$$

Avant l'identification, le point d'opération doit être enlevé. L'équation B.1 peut être réécrite:

$$A(z^{-1})(y(k) - y_{op}) = \frac{B(z^{-1})z^{-d}}{F(z^{-1})}(u(k) - u_{op}) + \frac{C(z^{-1})}{D(z^{-1})}e(k) \quad (\text{B.2})$$

Dans cette équation,  $y_{op}$  est le point d'opération de la sortie et  $u_{op}$  est celui de l'entrée. Une bonne approximation du point d'opération est la moyenne. Les polynômes  $A(z^{-1})$ ,  $B(z^{-1})$ ,  $C(z^{-1})$ ,  $D(z^{-1})$  et  $F(z^{-1})$  sont définis dans l'équation 2.1. Cette dernière équation peut être reformulée de la manière suivante:

$$\begin{aligned} A(z^{-1})y(k) &= \frac{B(z^{-1})z^{-d}}{F(z^{-1})}u(k) + \frac{C(z^{-1})}{D(z^{-1})}e(k) + \left[ A(z^{-1})y_{op} - \frac{B(z^{-1})z^{-d}}{F(z^{-1})}u_{op} \right] \\ &= \frac{B(z^{-1})z^{-d}}{F(z^{-1})}u(k) + \frac{C(z^{-1})}{D(z^{-1})}e(k) + \alpha \end{aligned} \quad (\text{B.3})$$



où,

$$\alpha = A(z^{-1})y_{op} - \frac{B(z^{-1})z^{-d}}{F(z^{-1})}u_{op} \quad (\text{B.4})$$

Les deux points d'opération sont considérés constants dans le temps et le facteur  $\alpha$  peut être utilisé pour simplifier la formule:

$$\alpha = A(1)y_{op} - \frac{B(1)}{F(1)}u_{op} \quad (\text{B.5})$$

Le paramètre  $\alpha$  est alors aussi considéré comme étant constant dans le temps et est utilisé pour exprimer le point d'opération.

### B.1.2 Identification à partir de la dérivée

Dans l'annexe B.1.1, l'identification du paramètre  $\alpha$  est présenté. Cette constante définie dans l'équation B.4 peut aussi être réécrit comme dans l'équation B.6. Dans cette équation, le facteur  $\alpha$  est présenté sous une forme mathématiquement équivalente où  $\delta(0)$  est une fonction de Dirac au temps zéro et le dénominateur est un intégrateur (en notation numérique).

$$\alpha = \frac{\alpha}{1 - z^{-1}}\delta(0) \quad (\text{B.6})$$

Avec cette définition, l'équation B.3 peut être réécrite comme étant:

$$\begin{aligned} A(z^{-1})y(k) &= \frac{B(z^{-1})z^{-d}}{F(z^{-1})}u(k) + \frac{C(z^{-1})}{D(z^{-1})}e(k) + \frac{\alpha}{1 - z^{-1}}\delta(k) \\ &= \frac{B(z^{-1})z^{-d}}{F(z^{-1})}u(k) + \frac{\alpha\delta(k) + \frac{C(z^{-1})}{D(z^{-1})}e(k) - \frac{C(z^{-1})}{D(z^{-1})}e(k-1)}{1 - z^{-1}} \\ &= \frac{B(z^{-1})z^{-d}}{F(z^{-1})}u(k) + \frac{w(k)}{1 - z^{-1}} \end{aligned} \quad (\text{B.7})$$

L'équation B.7 peut aussi être représentée sous la forme:

$$A(z^{-1})(1 - z^{-1})y(k) = \frac{B(z^{-1})z^{-d}(1 - z^{-1})}{F(z^{-1})}u(k) + w(k) \quad (\text{B.8})$$

Dans l'équation B.8, on peut remarquer que certains polynômes sont d'ordre augmentés. Une identification équivalente peut aussi être faite en appliquant un filtre passe-haut ( $L(z^{-1}) = 1 - z^{-1}$ ) sur les données avant de faire l'identification. Cette méthode est basée sur la dynamique du système. En l'utilisant, les points d'opération restent inconnus mais n'ont pas d'influence car seulement la dérivée est utilisée. La partie dynamique du système est donc celle qui est identifiée.

## B.2 Critère d'optimisation dans le domaine fréquentiel

De l'équation 2.6,

$$\epsilon(k) = L(z^{-1})H^{-1}(z^{-1})[y(k) - G(z^{-1})u(k)] \quad (\text{B.9})$$

la sortie  $y(k)$  peut être remplacée par son expression telle que présentée dans l'équation B.10

$$\epsilon(k) = L(z^{-1})H^{-1}(z^{-1})[G_o(z^{-1}) - G(z^{-1})]u(k) + L(z^{-1})H^{-1}(z^{-1})H_o^{-1}(z^{-1})e(k) \quad (\text{B.10})$$

Le bruit blanc  $e(k)$  et l'entrée  $u(k)$  ne sont pas corrélés. Le spectre fréquentiel de l'erreur peut être calculé:

$$\Phi_\epsilon(\omega) = \frac{|L(e^{j\omega T})|^2 |G_o(e^{j\omega T}) - G(e^{j\omega T})|^2}{|H(e^{j\omega T})|^2} \Phi_u(\omega) + \frac{|L(e^{j\omega T})|^2 |H_o(e^{j\omega T})|^2}{|H(e^{j\omega T})|^2} \sigma_e^2 \quad (\text{B.11})$$

Dans cette équation,  $T$  est la période d'échantillonnage,  $G(e^{j\omega T})$  est la partie déterministe et  $H(e^{j\omega T})$  est la partie stochastique. Les indices  $o$  indiquent le terme exact alors que ceux sans indice sont ceux identifiés. Le polynôme  $L(z^{-1})$  est un filtre linéaire qui a pu être appliqué sur les signaux d'entrée et de sortie.

Le critère de minimisation de l'erreur est toujours défini par l'équation 2.7. La tendance asymptotique du critère est trouvée en faisant tendre le nombre de données  $N$  vers l'infinie comme dans l'équation suivante:

$$V(\theta) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \epsilon^2(k) \xrightarrow{N \rightarrow \infty} E\{\epsilon^2(k)\} \quad (\text{B.12})$$

Cette équation est aussi égale à l'équation B.13 qui est de la forme de l'équation de Parseval.

$$E\{\epsilon^2(k)\} = \frac{T}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{T}}^{\frac{\pi}{T}} \Phi_{\epsilon}(\omega) d\omega \quad (\text{B.13})$$

En remplaçant le spectre de l'erreur  $\Phi_{\epsilon}(\omega)$  par sa définition dans l'équation B.11, l'expression peut être reformulée comme l'équation 2.8.

$$\begin{aligned} V(\theta) = & \\ & \frac{T}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{T}}^{\frac{\pi}{T}} \frac{|L(e^{j\omega T})|^2 |G_o(e^{j\omega T}) - G(e^{j\omega T})|^2}{|H(e^{j\omega T})|^2} \Phi_u(\omega) d\omega + \\ & \frac{T}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{T}}^{\frac{\pi}{T}} \frac{|L(e^{j\omega T})|^2 |H_o(e^{j\omega T})|^2}{|H(e^{j\omega T})|^2} \sigma_e^2 d\omega \end{aligned} \quad (\text{B.14})$$

# ANNEXE C

## Normalisation des signaux EMG

Les électrodes EMG ont un gain propre à chacune d'elle. De plus, la morphologie des sujets et la position des électrodes influencent l'amplitude du signal. Lors des calculs, il était souhaité de conserver un poids égal pour toutes les électrodes d'une même bande et de traiter ces signaux sous une forme normalisée.

Cette annexe présente donc la méthode utilisée pour arriver à transformer les signaux EMG (provenant de fichiers enregistrés à +50%MVC et -50%MVC) en des signaux normalisés entre 0 et 1.

## C.1 Calcul des biais

L'erreur de biais des électrodes est facilement estimée par le calcul de la moyenne. Cette moyenne est soustraite de chaque signal pour le centrer lors du traitement et du visionnement.

## C.2 Calcul des gains de normalisation

Les gains de normalisation sont les gains par lesquels le signal est multiplié pour être ramené dans des frontières acceptables. Dans la section qui suit, le développement du calcul des gains de normalisation est présenté.

$$MAV_{Ei} = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^N (\|s_{Eik}\| - \frac{1}{N} \sum_{k=0}^N s_{Eik}) \quad (C.1)$$

$$g_{Ei} = 1/MAV_{Ei} \quad (C.2)$$

$$MAV_{Fi} = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^N (\|s_{Fik}\| - \frac{1}{N} \sum_{k=0}^N s_{Fik}) \quad (C.3)$$

$$g_{Fi} = 1/MAV_{Fi} \quad (C.4)$$

$$MAV_{ei} = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^N (\|s_{eik}\| - \frac{1}{N} \sum_{k=0}^N s_{eik}) \quad (C.5)$$

$$g_{ei} = 1/MAV_{ei} \quad (C.6)$$

$$MAV_{fi} = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^N (\|s_{fik}\| - \frac{1}{N} \sum_{k=0}^N s_{fik}) \quad (C.7)$$

$$g_{fi} = 1/MAV_{fi} \quad (C.8)$$

De manière générale dans cette annexe, les signaux EMG sont définis par la variable  $s$ . Les indices  $e$  et  $E$  réfèrent aux signaux EMG en extension. La lettre majuscule étant le muscle en contraction et la minuscule quand c'est le muscle en co-contraction. Pour leurs parts, les indices  $f$  et  $F$  sont les signaux en flexion. Dans ce projet, les signaux sont enregistrés en deux fichiers de 5 secondes à +50%MVC et de -50%MVC. Les lettres MAV consistant en la valeur des «Moving Averaging Window» où la fenêtre

est calculée sur le signal entier. Les gains sont définis en inverse pour être consistant avec le programme MW. Les indices  $i$  réfèrent aux différents signaux et  $N$  au nombre de données dans le signal.

Par la suite, des coefficients globaux de moyennes pondérées sont calculés. Ces coefficients sont la moyenne des rapports de la valeur du MAV du signal en co-contraction sur celle en contraction comme montré dans les équations qui suivent.

$$S_f = \frac{1}{n} \sum_{k=0}^n (MAV_{ek} g_{Ek}) \quad (C.9)$$

$$S_e = \frac{1}{n} \sum_{k=0}^n (MAV_{fk} g_{Fk}) \quad (C.10)$$

Dans l'équation précédente, le  $n$  signifie le nombre de canaux enregistrant des muscles qui sont en co-contraction / contraction et  $S$  est le coefficient de moyenne globale.

Afin de ramener les gains à une valeur tenant compte de la co-contraction, un gain correctif est calculé comme dans les équations qui suivent.

$$G_f = \frac{\frac{1}{2} * (1 + S_f)}{1 - (S_f S_e)} \quad (C.11)$$

$$G_e = \frac{\frac{1}{2} * (1 + S_e)}{1 - (S_e S_f)} \quad (C.12)$$

C'est un gain correctif  $G$  pour appliquer sur les gains des canaux. Cette correction permettra de ne pas dépasser les limites des frontières dans le cas où le torque sera la somme de la contribution de la contraction et de la co-contraction.

La dernière étape consiste à appliquer ce gain sur chacun des canaux enregistrées en pleine activation comme dans l'équation qui suit:

$$g_{Fi} = \frac{1}{g_{Fi} G_f} \quad (C.13)$$

$$g_{Ei} = \frac{1}{g_{Ei} G_e} \quad (C.14)$$

Ces gains seront employés lors de toute l'expérience afin de s'assurer que l'échelle du marqueur de position sera parfaitement borné par les deux bords de l'écran ( $\pm 50MVC$ ) et que ces bornes, en tenant compte de la co-contraction seront correspondantes à  $\pm 1$ . De plus, en normalisant tous les signaux, les calculs seront effectués avec des gains statiques du même ordre.

# ANNEXE D

## Résultats

Cet annexe présente les tableaux comparatifs de tous les résultats utilisés pour trouver les combinaisons ordres (numérateur / dénominateur), de types de systèmes d'identification et de types de pré-processeurs. De plus, les exemples de réussites pour les cas optimaux de chaque type sont présentés.



## D.1 Graphiques des résultats

Dans cette section, les graphiques qui ont été utilisés pour compléter les tableaux de résultats sont présentés. Ces graphiques sont des moyennages de tous les fichiers afin de les ramener sous une forme plus facile à visualiser. Chaque point de graphique 3-D «%VAF mean», représente la moyenne de tous les 5 fichiers des 15 sujets traités de la manière mentionnée dans la première ligne du titre en fonction de l'ordre du numérateur et du dénominateur. Le graphique «%VAF standard Deviation», représente l'écart-type correspondante à la moyenne calculée et le graphique «Files Number» représente le nombre de fichiers conservés pour calculer cette moyenne. Les fichiers conservés sont ceux avec une %VAF entre 0 et 100%. Les autres ont été écartés des calculs.

Sur chaque graphique, un astérisque «\*» est présent. Cet astérisque indique le maximum de %VAF moyen sur le graphique. Ses coordonnées sont indiqués pour facilement retrouver les ordres correspondants avec celle-ci. Ses coordonnées et les informations utiles sont aussi présentées à la seconde ligne du titre.

### D.1.1 ARX avec moyenne dans les données lors de l'identification

Voir fichiers postscripts sur le cédérom dans le répertoire :  
memoire/figures/annexes/lb\_distribution\_3/lb\_ARX/

### D.1.2 ARX avec moyenne enlevée lors de l'identification

Voir fichiers postscripts sur le cédérom dans le répertoire :  
memoire/figures/annexes/lb\_distribution\_3/lb\_\_ARX/

### D.1.3 OE avec un coefficient supplémentaire ( $\alpha$ )

Voir fichiers postscripts sur le cédérom dans le répertoire :  
memoire/figures/annexes/lb\_distribution\_3/lb\_OE\_7/

### D.1.4 OE avec moyenne enlevée lors de l'identification

Voir fichiers postscripts sur le cédérom dans le répertoire :  
memoire/figures/annexes/lb\_distribution\_3/lb\_OE\_9/

## D.2 Meilleurs fichiers

Dans cette section, les fichiers contenant le maximum des données utilisées pour faire les calculs du graphique «%VAF mean» de la section D.1 sont présentés. Sur les premiers sous-graphiques, le torque prédit et le torque réel sont superposés afin de voir le degré d'exactitude des identifications. Les seconds sous-graphiques représentent le torque réel en fonction du torque prédit. Ce graphique permet de voir les propriétés de l'erreur. La régression linéaire de l'une par rapport l'autre démontre deux choses :

- L'ordonnée à l'origine est reliée à l'erreur de bias;
- La pente est reliée au type d'erreur d'identification.

La première ligne du titre donne les conditions de l'identification. L'identification des sujets est donnée dans la seconde ligne du titre.

Le dernier sous-graphique contient le spectre de densité de l'erreur. Ce spectre est calculé avec une fenêtre de 512 données sur laquelle une fenêtre de Hanning et une superposition de 128 données pour le mouvement des fenêtres. Le tout est appliqué sur le signal décimé à une fréquence de 256 Hz.

### **D.2.1 ARX avec moyenne dans les données lors de l'identification**

Voir fichiers postscripts sur le cédérom dans le répertoire :  
memoire/figures/annexes/lb\_better/lb\_ARX/

### **D.2.2 ARX avec moyenne enlevée lors de l'identification**

Voir fichiers postscripts sur le cédérom dans le répertoire :  
memoire/figures/annexes/lb\_better/lb\_\_ARX/

### **D.2.3 OE avec un coefficient supplémentaire ( $\alpha$ )**

Voir fichiers postscripts sur le cédérom dans le répertoire :  
memoire/figures/annexes/lb\_better/lb\_OE\_7/

### **D.2.4 OE avec moyenne enlevée lors de l'identification**

Voir fichiers postscripts sur le cédérom dans le répertoire :  
memoire/figures/annexes/lb\_better/lb\_OE\_9/

## **D.3 Graphiques des distributions**

Les moyennes des données présentées dans la section D.1 enlèvent beaucoup de renseignements sur les données réelles. Afin de parer au manque de renseignements, des graphiques de coupes sont présentés. Pour chaque ordre de dénominateur un graphique

est produit. Il présente la %VAF en fonction de l'ordre au numérateur pour le dénominateur donné. En plus des points sur le ligne iso-numérateur, une ligne plus longue présente la moyenne.

### **D.3.1 ARX avec moyenne dans les données lors de l'identification**

Voir fichiers postscripts sur le cédérom dans le répertoire :  
memoire/figures/annexes/lb\_distribution\_2/lb\_ARX/

### **D.3.2 ARX avec moyenne enlevée lors de l'identification**

Voir fichiers postscripts sur le cédérom dans le répertoire :  
memoire/figures/annexes/lb\_distribution\_2/lb\_\_ARX/

### **D.3.3 OE avec un coefficient supplémentaire ( $\alpha$ )**

Voir fichiers postscripts sur le cédérom dans le répertoire :  
memoire/figures/annexes/lb\_distribution\_2/lb\_OE\_7/

### **D.3.4 OE avec moyenne enlevée lors de l'identification**

Voir fichiers postscripts sur le cédérom dans le répertoire :  
memoire/figures/annexes/lb\_distribution\_2/lb\_OE\_9/

# ANNEXE E

## Pôles et Zéros

Cette annexe présente les positions des pôles et des zéros sur le cercle unitaire regroupées en intervalle.

## E.1 Les Pôles et les Zéros

Cette section présente les pôles et les zéros des systèmes identifiés. Ces pôles et zéros sont superposés afin de pouvoir délimiter des «zones» sur le cercle unitaire.

Sur les graphiques à pôles communs (systèmes ARX), les pôles sont représentés par des signes plus «+». Quand les pôles sont différents pour les deux entrées (biceps et triceps), les pôles sont représentés sur les graphiques par des signes astérisques «\*» et des signes plus «+» respectivement. Pour les deux cas (ARX et OE), les zéros sont représentés par des signes zéros «o» et des signes carrés «□».

On peut comparer tous les systèmes identifiés ensemble pour en conclure que 2 types de pôles sont prédominants dans les cercles unitaires ayant un %VAF plus élevé, l'extrême droite près de l'axe réel et le quadrant de gauche sous la forme complexe. La première zone représente les pôles du système car ils sont plus lents. La seconde, quant à elle, représente le bruit dans le système, car ces pôles sont plus rapides.

### E.1.1 ARX avec moyenne dans les données lors de l'identification

Voir fichiers postscripts sur le cédérom dans le répertoire :  
memoire/figures/annexes/lb\_displaypz3/lb\_ARX/

### E.1.2 ARX avec moyenne enlevée lors de l'identification

Voir fichiers postscripts sur le cédérom dans le répertoire :  
memoire/figures/annexes/lb\_displaypz3/lb\_\_ARX/

### **E.1.3 OE avec un coefficient supplémentaire ( $\alpha$ )**

Voir fichiers postscripts sur le cédérom dans le répertoire :  
memoire/figures/annexes/lb\_displayp3/lb\_OE\_7/

### **E.1.4 OE avec moyenne enlevée lors de l'identification**

Voir fichiers postscripts sur le cédérom dans le répertoire :  
memoire/figures/annexes/lb\_displayp3/lb\_OE\_9/