HAL
open science

Modélisation de la fatigue musculaire dynamique et son application pour l'analyse ergonomique

Ruina Ma

To cite this version:

Ruina Ma. Modélisation de la fatigue musculaire dynamique et son application pour l'analyse ergonomique. Robotique [cs.RO]. Ecole Centrale de Nantes (ECN), 2012. Français. NNT : . tel-01385181

HAL Id: tel-01385181

https://hal.science/tel-01385181

Submitted on 20 Oct 2016

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

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

Ecole Centrale de Nantes

École Doctorale

Sciences Pour Ingénieur, Géosciences, Architecture

Année 2012 N°B.U. :

Thèse de Doctorat

Spécialité : Génie Mécanique

Présentée et soutenue publiquement par :

Ruina MA

le 29 Octobre 2012

à l'École Centrale de Nantes

Titre

Modélisation de la fatigue musculaire dynamique et son application pour l'analyse ergonomique

JURY

Rapporteurs :	G. DUMONT	Professeur, École Normale Supérieure de Cachan, Antenne de Bretagne, Rennes
	X. WANG	Directeur de Recherche, Institut français des sciences et technologies des transports, de l'aménagement et des réseaux, Lyon
Examinateurs :	A. GUEVEL	Professeur, Université de Nantes, Nantes
	S. SAKKA	Maître de conférences, Université de Poitiers, Poitiers
	F. BENNIS	Professeur, École Centrale de Nantes, Nantes
	D. CHABLAT	Directeur de Recherche, Centre National de la Recherche Scientifique Nantes

---

Directeur de Thèse : Damien CHABLAT

Laboratoire : Institut de Recherche en Communications et Cybernétique de Nantes

Co-directeur : Fouad BENNIS

Laboratoire : Institut de Recherche en Communications et Cybernétique de Nantes N° ED 498-239

Table des matières

Chapitre 1 — Contexte et enjeux **1**

1.1 Le besoin de l'évaluation de l'ergonomie des postes de travail 1
1.2 Positionnement de notre étude 4
1.3 Enjeux et objectifs 4
1.4 Plan de notre étude 6

Chapitre 2 — État de l'art **9**

2.1 Introduction 9
2.2 Modélisation des robots 10
2.2.1 Modèle géométrique 10
2.2.2 Modèle cinématique 13
2.2.3 Modèle dynamique 15
2.3 Modèles de fatigue musculaire 17
2.3.1 Muscles et mécanismes de la fatigue musculaire 17
2.3.2 Modèles de la fatigue musculaire basés sur un point de vue chimique 21
2.3.3 Modèle de fatigue musculaire basé sur un point de vue biophysique 24
2.3.4 Modèle de fatigue musculaire basé sur un point de vue mécanique (statique) . 25
2.4 Conclusion 28

Chapitre 3 — Modèle dynamique de fatigue musculaire **29**

3.1 Introduction 29
3.2 Tâches statique, quasi-statique et dynamique 30

3.3 Proposition d'une déf nition de la fatigue musculaire 32
3.4 Proposition d'un modèle dynamique de fatigue musculaire 33
3.4.1 Base de notre modèle dynamique de fatigue musculaire 33
3.4.2 Hypothèses 34
3.4.3 Proposition d'un modèle dynamique de fatigue musculaire 35
3.4.4 Architecture du modèle de fatigue musculaire 36
3.5 Caractéristiques de modèle dynamique de fatigue musculaire 37
3.5.1 Modèle exprimé au niveau des articulations 37
3.5.2 Modèle simple 38
3.5.3 Modèle adapté à des applications dynamiques 38
3.6 Comparaison avec le modèle de fatigue musculaire statique 39
3.6.1 Comparaison théorique du modèle dynamique et du modèle statique 39
3.6.2 Comparaison par simulation du modèle dynamique et du modèle statique . . 40
3.6.3 Discussion 45
3.7 Conclusion 47

CHAPITRE 4 — Mise en œuvre expérimentale 49

4.1 Introduction 50
4.2 Objectif de l'expérience 50
4.3 Mise en place de l'expérimentation 51
4.3.1 Matériel utilisé 51
4.3.2 Étapes de l'expérimentation 53
4.4 Modélisation de la trajectoire 55
4.4.1 Calcul de l'évolution de l'angle, de la vitesse angulaire et de l'accélération angulaire à partir des données du système de capture de mouvements 55
4.4.2 Calcul du couple articulaire à partir des données du système de capture de mouvements 59
4.4.3 Comparaison entre la trajectoire capturée et les différents modèles théoriques de génération de trajectoires 61
4.4.4 Discussion 67
4.5 Première validation du modèle de fatigue et identif cation du paramètre k 68
4.5.1 Mesure et extraction des efforts produits par les participants 69
4.5.2 Validation du modèle de fatigue et identif cation du paramètre k pour le coude dans le cas d'une opération périodique de 4 secondes 70

4.5.3 Validation du modèle de fatigue et identif cation du paramètre *k* pour le coude dans le cas d'une opération périodique de 2 secondes 76
4.5.4 Validation du modèle de fatigue et identif cation du paramètre *k* pour l'épaule dans le cas d'une opération périodique de 4 secondes 79
4.5.5 Discussion 84
4.6 Conclusion 86

CHAPITRE 5 — Évaluation du temps maximal d'endurance basée sur le modèle dynamique de la fatigue musculaire 89

5.1 Temps maximal d'endurance (Maximum endurance time, MET) 89
5.2 Déf nition et évaluation de la durée maximale d'endurance dans une situation dynamique 91
5.2.1 Hypothèses 91
5.2.2 Nouvelle approche de calcul de la DMET 92
5.3 Validation du modèle de DMET 94
5.3.1 Comparaison de la DMET avec les autres modèles de MET 94
5.3.2 Comparaison des modèles à partir des coefficients de corrélation 97
5.3.3 Résultats et discussion 102
5.4 Application : détermination de la durée maximale d'endurance dans un mouvement dynamique 103
5.4.1 Description de la tâche 103
5.4.2 Les étapes de l'identif cation du DMET 103
5.4.3 Détermination de la durée maximale d'endurance 105
5.5 Conclusion 105

CHAPITRE 6 — Évaluation de la fatigue musculaire pour les opérations de type "pousser/tirer" 107

6.1 Introduction 107
6.2 Classif cations des activités de type Pousser/Tirer 108
6.3 Hypothèse sur l'activité des groupes de muscles 109
6.4 Méthode d'évaluation de la fatigue musculaire 110
6.4.1 Évaluation de la fatigue musculaire 111
6.4.2 Prise en compte de la variation de la capacité articulaire 113
6.5 Étude d'une tâche de "pousser/tirer" de type avant/arrière 115
6.5.1 Description de la tâche 115

6.5.2 Modélisation du bras 116
6.5.3 Génération de la trajectoire 117
6.5.4 Évolution du couple au niveau du coude et de l'épaule 118
6.5.5 Évolution de la capacité articulaire Γ_{MVC} au niveau du coude et de l'épaule . 120
6.5.6 Fatigue des groupes de muscles au niveau de l'épaule et du coude 121
6.5.7 Discussion 122
6.6 Conclusion 125

CHAPITRE 7 — Conclusions et perspectives 127

7.1 Conclusions 127
7.2 Perspectives 129

BIBLIOGRAPHIE 131

Table des figures

1.1 Évolution du nombre de troubles musculo-squelettiques déclarés au régime général des maladies professionnelles en France entre 1995 et 2010 (Bergeret, 2010) 3

1.2 Position de la thèse dans le contexte des études ergonomiques 5

2.1 Déf nition de la transformation entre les repères liés au corps j et $j-1$ 11

2.2 Robot Staubli RX-90 12

2.3 Types de muscles 18

2.4 Description de la structure microscopique d'un muscle(Campbelle *et al.*, 2007) . . . 18

2.5 Les différentes étapes de la contraction musculaire et les différentes méthodes d'évaluation de la fatigue musculaire associées (Vollestad, 1997) 19

2.6 Mesures expérimentales et simulation du modèle de Ding (Ding *et al.*, 2000b) 23

2.7 La simulation de modèle de fatigue de Liu (Liu *et al.*, 2002) 25

2.8 La fatigue musculaire mesure par *MVC* (Vollestad, 1997) 26

2.9 La fatigue simulation de modèle de Ma *et al.* (2009) 27

3.1 Tâche statique, quasi-statique, dynamique 31

3.2 La fatigue musculaire dans une situation dynamique 33

3.3 L'architecture du modèle de fatigue musculaire 36

3.4 modèle anthropométrique 40

3.5 Évolution de l'angle, de la vitesse et de l'accélération articulaire au niveau du coude lors de l'opération 42

3.6 Posture statique et mouvement dynamique considérés pour la comparaison 43

3.7 Comparaison des efforts sur le coude pour différentes situations (représentation de l'évolution de Γ_{load} ou Γ_{joint} exprimés en N.m) sur quelques cycles 44

3.8 Comparaison de l'intégrale du couple pour la situation dynamique et la situation statique 45

3.9 Comparaison des deux modèles de fatigue pour différentes situations (représentation de l'évolution de Γ_{cem} exprimé en % de Γ_{MVC} dans le temps exprimé en minutes) . . 46

4.1 Illustration de la fatigue musculaire dynamique 50
4.2 Installation des caméras du système de capture localisées à l'Ecole des Mines de Nantes 53
4.3 Installation du dynamomètre 54
4.4 Processus global de traitement des données acquises par le système de capture de mouvements 56
4.5 Trajectoire du mouvement du coude et de l'épaule et représentation dans l'espace 2D 56
4.6 Transformation du mouvement de l'espace cartésien vers l'espace articulaire pour le coude 57
4.7 Transformation du mouvement de l'espace cartésien vers l'espace articulaire pour l'épaule 57
4.8 Approximation de l'angle et calcul de la vitesse et de l'accélération angulaire pour le coude 58
4.9 Approximation de l'angle et calcul de la vitesse et de l'accélération angulaire pour l'épaule 58
4.10 Représentation schématique du bras et la simplif cation du bras 59
4.11 Couple articulaire calculé du coude à partir des données fournies par le système de capture de mouvements 60
4.12 Couple articulaire calculé de l'épaule à partir des données fournies par le système de capture de mouvements 61
4.13 Modèle d'approximation par interpolation linéaire 62
4.14 Modèle d'approximation polynomiale du 3ème ordre 63
4.15 Modèle d'approximation polynomiale du 5ème 64
4.16 Modèle d'approximation par un prof l de type "bang-bang" 64
4.17 Comparaison entre l'expérimentation et les générateurs de trajectoires pour la position, la vitesse, et l'accélération angulaire ainsi que le couple articulaire du coude . . 66
4.18 Comparaison entre l'expérimentation et les générateurs de trajectoires pour la position, la vitesse, et l'accélération angulaire ainsi que le couple articulaire de l'épaule . 67
4.19 Processus global de traitement des données acquises par le dynamomètre 69
4.20 Mesure de la force maximale de traction et de compression 70
4.21 Opération du mouvement pour une période T = 4 secondes et la mesure de la force de traction et de compression de l'avant-bras 71

4.22 L'évolution de l'angle, de la vitesse angulaire et de l'accélération angulaire et le couple dans le mouvement pour une période T = 4 secondes 71
4.23 Évolution du couple pour différents temps de travail 72
4.24 Mesures expérimentales et courbe de fatigue théorique 74
4.25 Couple articulaire associé à groupe de muscles 75
4.26 Modélisation de la trajectoire et du couple pour une opération de période 2 secondes 77
4.27 Évolution du couple pour différents temps de travail 78
4.28 Mesures expérimentales et courbe de fatigue théorique 80
4.29 Modélisation de la trajectoire et du couple pour une opération périodique de 4 secondes 81
4.30 Opération de la traction et compression du bras dans le mouvement pour une période T = 4 secondes 82
4.31 Évolution du couple pour différents temps de travail 83
4.32 Expérimentation mesure et fatigue courbe en théorie 85

5.1 Schema MET 90
5.2 La durée d'endurance dynamique schéma 91
5.3 La durée d'endurance dynamique schéma 93
5.4 Comparaison de notre proposition avec les modèles courants de la littérature 96
5.5 Èvolution de DMET en fonction de la valeur du paramètre d ($k = 1$) 97
5.6 Évolution du coefficient ICC pour différentes valeurs de f_{MVC} – Cas $d = 0.1$ 99
5.7 Évolution du coefficient ICC pour différentes valeurs de f_{MVC} – Cas $d = 0.5$ 100
5.8 Évolution du coefficient ICC pour différentes valeurs de f_{MVC} – Cas $d = 0.9$ 101
5.9 Évolution du coefficient ICC pour différentes valeurs de f_{MVC} – Cas $d = 1$ 102
5.10 Les étapes de calcul de la DMET 104
5.11 Durée de travail maximale dynamique (DMET) 105

6.1 Classif cation des opérations de type "Pousser/Tirer" 109
6.2 Hypothèse d'activité des muscles pendant les opérations de "pousser/tirer" 110
6.3 Représentation schématique de la fatigue musculaire au niveau d'une articulation lors d'une opération de "pousser/tirer" 112
6.4 Nombres de phases de traction réalisées 112
6.5 Nombres de phases de poussée réalisées 112
6.6 Posture humain pour le modèle de capacité musculaire Chaffin *et al.* (1999) 113
6.7 Capacité de l'épaule et du coude pour différentes postures du bras (α_s et α_e sont exprimées en degrés) 114

6.8 Postures du bras lors d'une opération de "pousser/tirer" 116
6.9 Modèle géométrique du bras 116
6.10 Évolution de l'angle, de la vitesse et de l'accélération angulaire au niveau du coude et de l'épaule lors de l'opération en considérant une trajectoire dans l'espace articulaire 118
6.11 Évolution de l'angle, de la vitesse et de l'accélération angulaire au niveau du coude et de l'épaule lors de l'opération en considérant une trajectoire dans l'espace cartésien 119
6.12 Évolution du couple au niveau de l'épaule et du coude pour une période d'opération . 120
6.13 Évolution de Γ_{MVC} au niveau de l'épaule et du coude pour une période d'opération . 121
6.14 Simulation sur quelques cycles de la décroissance de la capacité musculaire du coude 122
6.15 Simulation de la décroissance de la capacité musculaire du coude et de l'épaule . . . 122
6.16 Simulation de la décroissance de la capacité musculaire du coude et de l'épaule quand Γ_{MVC} est une constante 123
6.17 Évolution de la fatigue dans le cas où $P_0 = \{0.3, 0.1\}$ mètres et $P_f = \{0.4, 0.1\}$ mètres. 123
6.18 Évolution du couple et de la capacité articulaire du coude et de l'épaule dans le cas où $P_0 = \{0.3, 0.1\}$ mètres et $P_f = \{0.4, 0.1\}$ mètres. 124

Liste des tableaux

1.1 Proportion de troubles musculo-squelettiques (TMS) en fonction du nombre total de maladies professionnelles (MP) déclarées entre 2000 et 2005 en Europe (EuropGip, 2007) . . . 2

2.1 Paramètres géométriques du robot Staubli RX-90 . . . 12

2.2 Description des éléments intervenant dans les modèles de muscle et de fatigue de Wexler et Ding (Wexler *et al.*, 1997; Ding *et al.*, 2000b) . . . 23

2.3 Les paramètres du modèles de Liu *et al.* (2002) . . . 24

2.4 Les différents paramètres du modèles de Ma *et al.* (2009) . . . 27

3.1 Paramètres du modèle statique de fatigue musculaire proposé par Ma *et al.* (2009) et son extension au niveau articulaire . . . 34

3.2 Ensemble des paramètres et variables intervenant dans notre modèle dynamique de fatigue . . . 36

4.1 Corrélation intra-classe entre les mesures expérimentales du coude et les modèles théoriques de génération de trajectoires en robotique (angle θ, vitesse $\dot{\theta}$, accélération $\ddot{\theta}$, couple Γ) . . . 65

4.2 Corrélation intra-classe entre les mesures expérimentales de l'épaule et les modèles théoriques de génération de trajectoires en robotique (angle θ, vitesse $\dot{\theta}$, accélération $\ddot{\theta}$, couple Γ) . . . 68

4.3 Paramètres anthropométriques des participants . . . 71

4.4 La capacité maximale en traction et en compression du coude . . . 72

4.5 Le paramètre de fatigue k au niveau du coude pour chaque sujet de l'expérimentation 74

4.6 Paramètres anthropométriques des participants . . . 77

4.7 La capacité maximale en traction et en compression du coude pour une opération périodique de 2 secondes 78
4.8 Le paramètre de fatigue k k au niveau du coude pour chaque sujet (période $T = 2$ seconde) 79
4.9 Paramètres anthropométriques des participants 82
4.10 La capacité maximale en traction et en compression de l'épaule pour une opération périodique de 4 secondes 83
4.11 Le paramètre de fatigue k k au niveau de l'épaule pour chaque sujet dans l'éxperimentation 84

5.1 Ensemble des paramètres et variables intervenant dans le calcul de la DMET 94
5.2 Comparaison des valeurs de MET pour différents modèles (El ahrache *et al.*, 2006; Ma *et al.*, 2009) 96
5.3 Détermination des coefficients de corrélation r et ICC entre notre modèle et les autres modèles proposés dans la littérature – Cas $d = 0.1$ 98
5.4 Détermination des coefficients de corrélation r et ICC entre notre modèle et les autres modèles proposés dans la littérature – Cas $d = 0.5$ 99
5.5 Détermination des coefficients de corrélation r et ICC entre notre modèle et les autres modèles proposés dans la littérature – Cas $d = 0.9$ 100
5.6 Détermination des coefficients de corrélation r et ICC entre notre modèle et les autres modèles proposés dans la littérature – Cas $d = 1$ 101

6.1 Modèle proposé par Chaffin *et al.* (1999) sur les capacités articulaires 114
6.2 Paramètres de DH du bras 117

Remerciements

Tout d'abord, je tiens à remercier mon pays qui m'a donné les moyens de partir pour 3 ans de thèse en France. Ces 3 ans de vie en France m'ont appris beaucoup de choses, non seulement des connaissances dans le domaine de robotique et ergonomique, mais, le plus important, la connaissance d'une nouvelle culture et une ouverture d'esprit.

Je remercie très sincèrement tous les membres du jury : Arnaud Guevel, Xuguang Wang, Georges Dumont, Sophie Sakka, François Guillaume, pour leurs remarques constructives. Je remercie plus spécialement mes rapporteurs, Georges Dumont et Xuguang Wang, pour leurs questions et leurs interrogations qui m'ont aidée à faire avancer un peu plus ma thèse.

Je remercie mon directeur de thèse, Damien Chablat, pour son encadrement, sa patience, sa passion pour la recherche et ses efforts pour m'aider à réaliser l'expérimentation. Je remercie également mon co-directeur de thèse, Fouad Bennis, pour son encadrement global et ses encouragements.

Je remercie tous mes collègues de l'équipe Robotique et IS3P. Merci à Wisama Khalil, Yannick Aoustin, Arnaud Hamon et Bassel Kaddar pour avoir pris le temps de m'expliquer certaines notions dans le domaine de robotique. Merci à Philippe Wenger pour m'avoir aidé à éliminer mon stress avant mes présentations en conférence. Un grand merci à Dominique et Stéphane Jolivet pour leur aide à la mise en place de l'expérimentation. Merci aussi aux participants de l'expérimentation : Aleksandra, Alexandr, Alexis, Christophe, Céline, Damien, David, Dominique, Guangxing, Ines, Matthieu, Roland, Vincent, Weijun, Yanyu, Yicha et tous ceux que j'ai oublié le nom.

Je remercie tous mes amis du groupe de doctorants à IRCCyN. La pause de 16H est un moment important qui permet de découvrir des sujets différents et d'aider ou de donner des conseils à l'un et à l'autre. Merci plus particulièrement à Céline Prevost pour son aide immense dans la vie quotidienne.

Je remercie tous mes amis chinois qui ont réalisé leurs études à Nantes au même moment. Je n'oublierai jamais le moment où nous sommes arrivés à Nantes, devant un environnement inconnu et comment l'aide de l'un et de l'autre peut nous permettre de surmonter des obstacles. Je souhaite alors bonne continuation à tous mes amis qui f nissent leur thèse. Je veux aussi remercier les gens

de l'Église pour leur gentillesse, leurs encouragements et l'esprit de famille qui m'a souvent touchée. Merci à Pierre et Annie Castagna pour m'avoir soutenue, comme des parents avec leur propre f lle, dans les moments difficiles et d'avoir corriger les fautes d'orthographe de la thèse jusqu'à la présentation.

Finalement, je tiens à remercier mon copain, sa famille et mes parentes en Chine. Sans leurs encouragements, je n'aurais probablement pas pu f nir ma thèse.

Chapitre 1

Contexte et enjeux

Sommaire

1.1 Le besoin de l'évaluation de l'ergonomie des postes de travail 1
1.2 Positionnement de notre étude 4
1.3 Enjeux et objectifs 4
1.4 Plan de notre étude 6

Ce chapitre présente le contexte de cette thèse, les enjeux et l'intérêt de ces travaux.

1.1 Le besoin de l'évaluation de l'ergonomie des postes de travail

Dans certaines situations de travail, à cause des limitations de l'environnement ou de mauvaises postures de travail, l'accumulation à long terme peut générer des troubles musculo-squelettiques [1]. Les troubles musculo-squelettiques (TMS) représentent aujourd'hui l'une des questions les plus préoccupantes de la santé au travail (Imbernon, 2010). Ils constituent la première cause de maladie du travail. Ce phénomène n'est pas propre à la France. En 2005, le premier problème de santé lié au travail dont souffrent les travailleurs de l'Union Européenne sont les douleurs rachidiennes, des épaules ou des membres, et les TMS occupent la première place des maladies professionnelles reconnues dans plusieurs pays d'Europe. Dans l'Union Européenne, 40 millions de travailleurs souffrent de TMS et la perte f nancière engendrée est estimée entre 0.2 % et 5 % du PIB (Buckle *et al.*, 1999). Le tableau 1.1 présente les statistiques concernant les troubles musculo-squelettiques et leur proportion parmi les maladies professionnelles déclarées pour un ensemble de pays de l'Union Européenne.

En France, les TMS constituent la majorité des maladies professionnelles et les statistiques indiquent que les TMS représentaient environ 70 % du total des maladies professionnelles entre 2001 et

1. En anglais *Musculoskeletal disorders* ou MSD

Pays		Année					
		2000	2001	2002	2003	2004	2005
Allemagne	TMS	933	-	980	926	846	755
	MP	16414	-	16669	15758	15832	14920
	% TMS	5.68%	-	5.9%	5.9%	5.3%	5%
Belgique	TMS	-	-	1691	1316	747	719
	MP	-	-	3624	3340	2358	2358
	% TMS	-	-	46.7%	39.4%	31.7%	30.5%
Danemark	TMS	-	511	437	523	526	593
	MP	-	2391	2430	3045	2302	5652
	% TMS	-	21.4%	18%	16.8%	22.8%	10.5%
Espagne	TMS	-	-	-	22899	24814	26833
	MP	-	-	-	26857	28728	30030
	% TMS	-	-	-	85%	86%	89.35%
France	TMS	-	26060	31428	31181	34461	39040
	MP	-	35695	41581	44575	48039	51830
	% TMS	-	73%	75.6%	60%	71.7%	75.3%
Italie	TMS	1016	1371	1651	1524	2025	2316
	MP	7755	8549	8734	8032	7329	7379
	% TMS	13.1%	16%	18.9%	19%	2.6%	31.4%
Pays-Bas	TMS	-	2698	2278	2333	2214	-
	MP	-	5593	5335	5973	5788	-
	% TMS	-	48.2%	42.7%	39.1%	38.3%	-
Rép. Tchéque	TMS	634	552	562	518	375	557
	MP	1751	1677	1600	1558	1388	1400
	% TMS	36.2%	32.9%	35.2%	33.3%	27%	39.8%
Suède	TMS	-	4409	4174	3650	3575	3965
	MP	-	11945	12545	12370	11275	11825
	% TMS	-	36.9%	33.3%	29.5%	31.7%	33.5%

TABLEAU 1.1 – Proportion de troubles musculo-squelettiques (TMS) en fonction du nombre total de maladies professionnelles (MP) déclarées entre 2000 et 2005 en Europe (EuropGip, 2007)

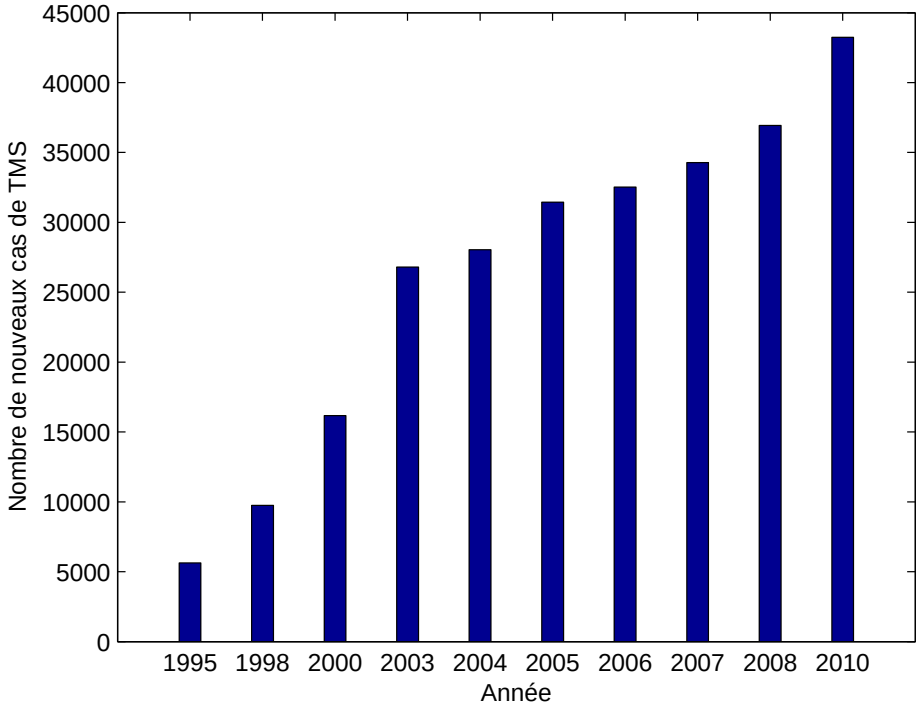


FIGURE 1.1 – Évolution du nombre de troubles musculo-squelettiques déclarés au régime général des maladies professionnelles en France entre 1995 et 2010 (Bergeret, 2010)

2005 (EuropGip, 2006). La f gure 1.1 représente plus précisément l'évolution des TMS déclarées au régime général des maladies professionnelles en France entre 1995 et 2010. Elle montre que l'augmentation des TMS au travail est signif cative depuis les quinze dernières années.

Les TMS recouvrent un large ensemble d'affections péri-articulaires qui touchent les tissus mous (muscles, tendons, nerfs, vaisseaux, cartilages). Ils se traduisent principalement par des douleurs et une gêne fonctionnelle souvent quotidiennes. Parmi les plus fréquents, nous pouvons citer le syndrôme du canal carpien au poignet, les tendinopathies de la coiffe des rotateurs à l'épaule et l'épicondylite latérale au coude, l'hygroma au genou, les lombalgies et les cervicalgies. En France, la plupart des TMS sont reconnus dans le tableau 57 (INRS, 2011) des maladies professionnelles du régime général et dans le tableau 39 du régime agricole (INRS, 2011). Les affections péri-articulaires ou encore les pathologies d'hyper-sollicitation sont aussi inclues dans les TMS (Griffiths, 2002). Trois grands types de facteurs jouent un rôle dans la survenue des TMS : les facteurs biomécaniques, les contraintes psychosociales (forte demande psychologique, stress, faible soutien social, faible latitude décisionnelle, etc.) et les facteurs individuels (âge, genre, diabète, hypothyroïdie, etc.). Les facteurs biomécaniques incluent la répétitivité des gestes, les efforts excessifs, le travail statique de faible intensité mais maintenu dans le temps, les positions articulaires extrêmes, les chocs et pressions mécaniques.

1.2 Positionnement de notre étude

Dans cette étude, nous proposons un modèle de fatigue musculaire en dynamique qui permet d'évaluer l'ergonomie des postes de travail en vue d'améliorer l'environnement et les conditions de travail. L'ergonomie est l'étude scientif que des relations entre l'homme et ses moyens, méthodes et milieux de travail. L'application de ces connaissances à la conception de systèmes permet l'amélioration du confort, de la sécurité et de l'efficacité au travail pour le plus grand nombre. Elle est multidisciplinaire et elle utilise des connaissances et des méthodes issues de la physiologie du travail, de la psychologie cognitive et psycho-physiologie, et de la sociologie des organisations. Elle est fondée sur des modèles de situation de travail qui mettent l'accent sur la différence de nature entre la tâche et l'activité qui fait prendre des postures et fait faire des mouvement à l'opérateur humain (Falzon, 2005).

Nous nous intéressons plus particulièrement aux facteurs biomécaniques et nous nous concentrons sur le facteur de fatigue musculaire. La fatigue musculaire est un facteur important pour les TMS. En effet, selon la déclaration en biomécanique professionnelle faite par Chaffin *et al.* (1999) : « la fatigue musculaire réduit la puissance musculaire, induit de l'inconfort et de la douleur, et à plus long terme contribue à l'apparition de troubles musculo-squelettiques. Il est important de quantif er la fatigue et de déterminer les limites de charges musculaires acceptables ». Armstrong *et al.* (1993) donne une déf nition similaire : « Les exigences physiques du travail et les facteurs individuels permettent la détermination des forces musculaires en fonction du temps, qui déterminent ainsi les besoins énergétiques des muscles. Lorsque les muscles ont consommé de l'énergie, de la fatigue peut apparaître qui peut alors conduire à des troubles musculaires ». La fatigue musculaire peut être déf nie comme la réduction temporaire de la force musculaire, de la puissance ou de l'endurance (Vollestad, 1997).

La f gure 1.2 f xe notre position par rapport au domaine très vaste de l'ergonomie. Les différentes notions étudiées plus précisément sont inscrites en caractères gras.

1.3 Enjeux et objectifs

L'objectif de notre travail est de proposer une méthode efficace pour évaluer la fatigue musculaire d'une tâche considérée dans le but de prédire l'apparition de troubles musculo-squelettiques ou de suggérer des améliorations de l'environnement de travail. De nombreux modèles ont déjà été proposés concernant le cas de situations statiques. Cependant, une grande partie des tâches effectuées dans le monde industriel est réalisée en situation dynamique. Dans ce contexte, nous souhaitons proposer un modèle de fatigue musculaire prenant ainsi en compte le facteur dynamique. Af n d'être facilement utilisable dans le monde industriel, ce modèle doit comporter un minimum de paramètres et ne pas

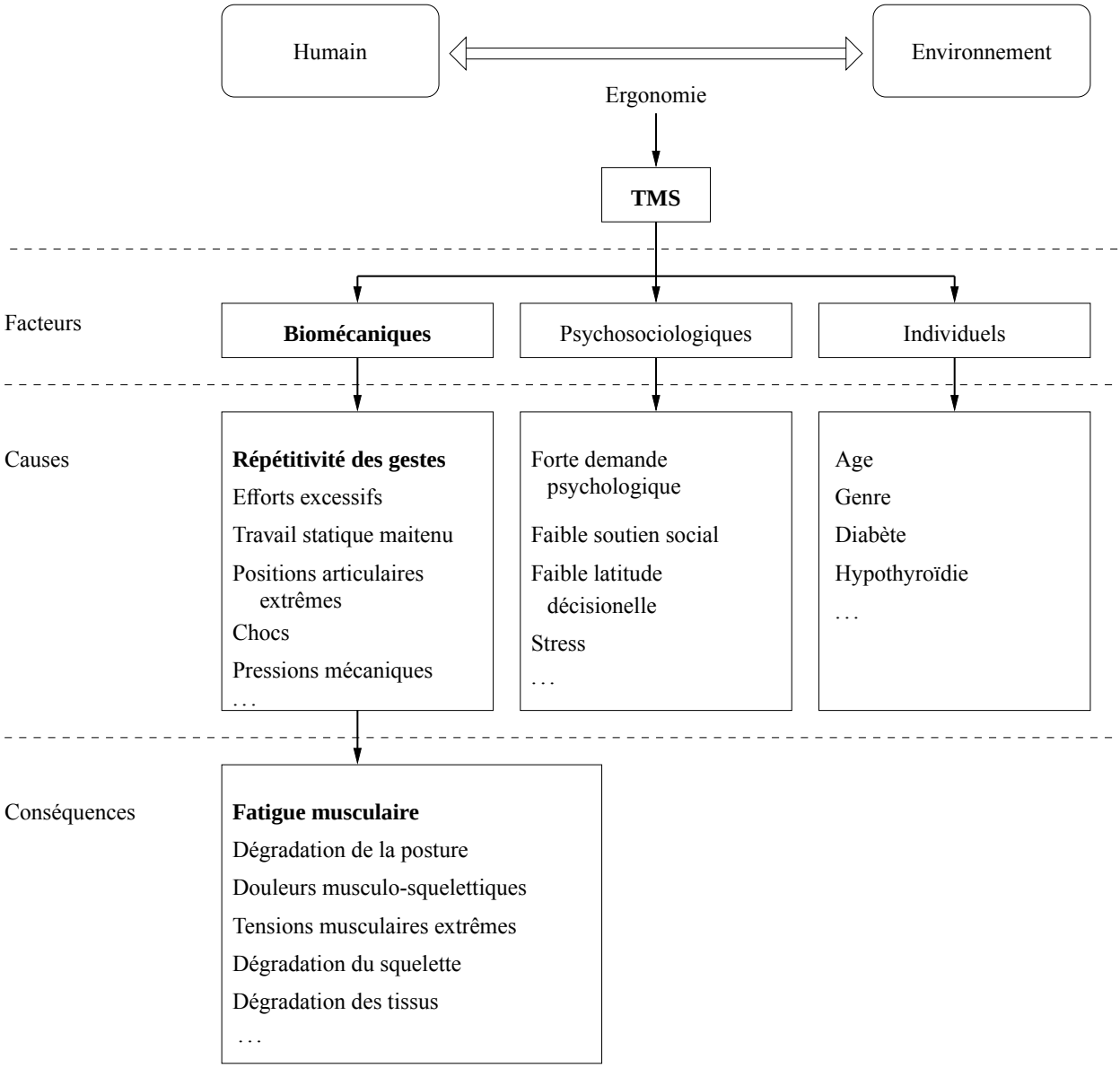


FIGURE 1.2 – Position de la thèse dans le contexte des études ergonomiques

faire intervenir de mesures complexes à l'aide d'appareils onéreux (mesures par électromyogramme, par exemple).

Dans notre étude, nous nous limitons aux membres supérieurs (articulations de l'épaule et du coude) qui constituent une zone fréquemment touchée par les TMS. Deux procédures expérimentales sont proposées af n d'étudier chaque articulation séparément et de valider le modèle. Dans ce cadre, nous avons fait le choix d'utiliser un système de capture de mouvements pour identif er la trajectoire réalisée par le bras et un dynamomètre af n de mesurer les efforts maximums pouvant être générés au niveau des articulations.

L'enjeu principal de cette étude est de fournir un moyen de prédiction de l'apparition de TMS. Un paramètre souvent utilisé dans le domaine de l'ergonomie est la notion de durée maximale d'endurance (maximum endurance time, MET) pour une situation statique de travail. Nous étendrons cette déf nition au cas de situation dynamique, ce qui permettra de déf nir une période maximale de travail et ainsi améliorer les conditions de travail.

1.4 Plan de notre étude

Tout d'abord, nous proposons au chapitre 2 un état de l'art des modèles classiques du monde de la robotique et des modèles déjà existants de fatigue musculaire. En effet, nous proposons d'utiliser les méthodes issues de la robotique af n d'étudier les trajectoires du mouvement et les efforts exercés au niveau des articulations lors du mouvement. La deuxième partie concernant les modèles de fatigue permettra de mettre en place notre proposition de modèle et de nous positionner par rapport aux différents modèles actuels (Ding *et al.*, 2000a; Liu *et al.*, 2002; Ma *et al.*, 2009).

Le chapitre 3 présente la première contribution proposée dans cette thèse. Il s'agit de proposer un modèle de fatigue musculaire prenant en compte l'aspect dynamique d'une opération. Ce modèle a le principal avantage d'être simple à utiliser car il fait intervenir un nombre restreint de paramètres. Il est exprimé au niveau articulation af n de simplif er son utilisation. Il se base sur la notion de contraction maximale volontaire (Maximum Voluntary Contraction, MVC), notion souvent utilisée pour l'évaluation de la fatigue. Le modèle proposé est alors comparé au modèle de fatigue musculaire proposé par Ma *et al.* (2009) se limitant à l'étude de situations statiques ou quasi-statiques.

Le chapitre 4 présente une procédure expérimentale permettant de valider ce modèle. Nous avons utilisé un système de capture de mouvements pour identif er et modéliser la trajectoire réalisée par le bras. Cette modélisation a permis par la suite de faciliter l'utilisation du modèle de fatigue musculaire faisant intervenir l'évolution des différents paramètres du mouvement (positions, vitesses et accélérations angulaires au niveau des articulations). La décroissance de la force musculaire a été mesurée à

l'aide d'un dynamomètre. À partir des différentes mesures réalisées sur un ensemble de participants nous avons procédé à une première validation de notre modèle et estimation du paramètre de fatigue intervenant dans le modèle pour les articulations de l'épaule et du coude.

Le chapitre 5 propose une approche d'évaluation de la durée maximale d'endurance dans le cas d'une situation dynamique. Ce modèle est comparé aux différents modèles proposés dans la littérature se limitant au cas de situations statiques. Ce modèle est très souvent utilisé en analyse ergonomique af n de déterminer la durée maximale d'opération avant l'apparition de TMS.

Le chapitre 6 propose une approche d'évaluation de la fatigue musculaire pour une opération de type "pousser/tirer". Ce type de tâche est très représentatif du monde industriel (opération de perçage, de peinture, de levage, etc.). Cette application permet de mettre en pratique notre modèle et de montrer au lecteur la facilité d'utilisation de celui-ci.

Enf n nous concluons cette thèse en mettant en avant les contributions proposées dans ce travail et en proposant quelques perspectives sur les différents points abordés.

Chapitre 2

État de l'art

Sommaire

2.1 Introduction **9**

2.2 Modélisation des robots **10**

2.2.1 Modèle géométrique 10

2.2.2 Modèle cinématique 13

2.2.3 Modèle dynamique 15

2.3 Modèles de fatigue musculaire **17**

2.3.1 Muscles et mécanismes de la fatigue musculaire 17

2.3.2 Modèles de la fatigue musculaire basés sur un point de vue chimique . . . 21

2.3.3 Modèle de fatigue musculaire basé sur un point de vue biophysique 24

2.3.4 Modèle de fatigue musculaire basé sur un point de vue mécanique (statique) 25

2.4 Conclusion **28**

2.1 Introduction

Dans le monde industriel, les TMS sont des problèmes graves, il est donc nécessaire de les étudier. L'être humain peut être étudié à partir de son squelette qui déf nit sa cinématique et un ensemble de muscles qui déf nissent la nature de ses mouvements. Des méthodes issues de la biomécanique permettent d'étudier les mouvements et des modèles de muscles permettent la prédiction des troubles musculo-squelettique. La biomécanique se déf nit par l'application des connaissances du domaine de la mécanique à l'analyse du corps humain qui est un système très complexe et évolutif. L'objectif de notre travail est d'adopter une vision plus globale sans aller jusqu'à l'analyse du fonctionnement des muscles ou du système vasculaire. Notre travail se situe plus précisément dans le domaine robotique. Dans ce chapitre, nous présentons les modèles issus de la robotique qui vont nous permettre de

quantif er les efforts des articulations et les différents modèles de muscles issus de la littérature.

2.2 Modélisation des robots

La robotique est un très vaste domaine lié à diverses disciplines intellectuelles. Nous voulons utiliser la modélisation proposée pour les robots et la déf nition de la dynamique pour étudier le problème de la fatigue musculaire. Nous allons introduire une partie de la littérature de la modélisation, cinématique, dynamique du robot.

2.2.1 Modèle géométrique

Denavit-Hartenberg

Une modélisation systématique et automatique des robots nécessite une méthode appropriée pour la description de leur morphologie. Depuis 1950, plusieurs méthodes et notations ont été proposées. La convention proposée par Denavit et Hartenberg (Denavit et Hartenberg, 1955) est habituellement utilisée pour choisir le système de référence dans le domaine de la robotique.

Un robot série est composé de $n + 1$ corps et de n liaisons (ou articulations). Les corps et les liaisons sont supposés parfaitement rigides. La liaison j connecte les corps j et $j-1$. Les liaisons sont soit rotoïde (rotation selon un axe) soit prismatique (translation selon un axe). Le type de la liaison est déf ni par un paramètre σ_j ($\sigma_j = 0$: rotoïde, $\sigma_j = 1$: prismatique). La variable liée à la liaison j est notée q_j. Af n de déf nir la relation entre les positions et orientations des corps, chaque corps j est associé à un repère orthonormé $R_j = \{\vec{x}_j, \vec{y}_j, \vec{z}_j\}$. Pour chaque corps, nous déf nissons :

1. l'axe $\vec{z}_j$ correspond à l'axe de la liaison ;
2. l'axe $\vec{x}_j$ est la normale commune à $\vec{z}_{j-1}$ et $\vec{z}_j$, soit $\vec{x}_j = \vec{z}_{j-1} \wedge \vec{z}_j$;
3. l'axe $\vec{y}_j$ est choisi de manière à former un repère orthogonal direct avec les axes $\vec{z}_j$ et $\vec{x}_j$, $\vec{y}_j = \vec{z}_j \wedge \vec{x}_j$.

Selon cette convention, la matrice de transformation ${}^{j-1}\mathbf{T}_j$, passage du repère $j-1$ au repère j, est représentée comme le produit de quatre transformations basiques décrites par quatre paramètres (f gure 2.1) :

1. la distance d entre les axes $\vec{z}_{j-1}$ et $\vec{z}_j$ selon l'axe $\vec{x}_{j-1}$;
2. l'angle de rotation α entre les axes $\vec{z}_{j-1}$ et $\vec{z}_j$ autour de l'axe $\vec{x}_{j-1}$;
3. la distance r entre les axes $\vec{x}_{j-1}$ et $\vec{x}_j$ selon l'axe $\vec{z}_j$;
4. l'angle de rotation θ entre les axes $\vec{x}_{j-1}$ et $\vec{x}_j$ autour de l'axe $\vec{z}_j$.

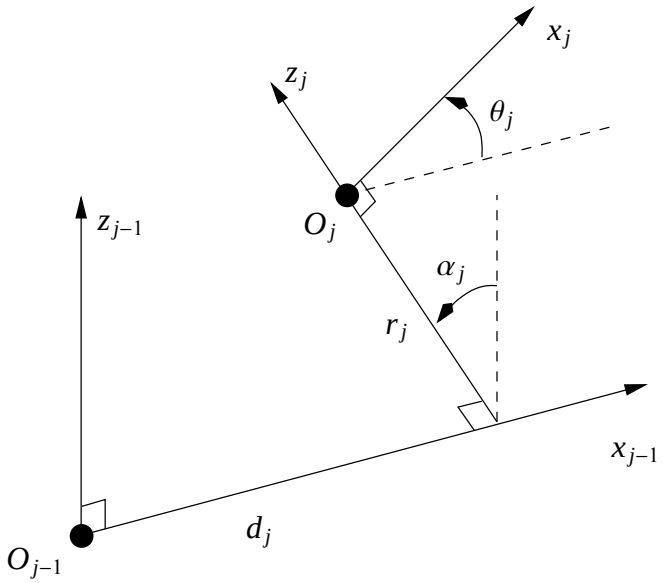


FIGURE 2.1 – Déf nition de la transformation entre les repères liés au corps j et $j-1$

La variable liée à la liaison q_j est alors déf nie par $q_j = (1-\sigma_j)\,\theta_j + \sigma_j\, r_j$. La matrice de transformation ${}^{j-1}\mathbf{T}_j$ est alors déf nie par les quatre transformations élémentaires

$$ {}^{j-1}\mathbf{T}_j = \mathbf{Rot}(\vec{x}, \alpha_j)\ \mathbf{Trans}(\vec{x}, d_j)\ \mathbf{Rot}(\vec{z}, \theta_j)\ \mathbf{Trans}(\vec{z}, r_j) $$

En multipliant les matrices de rotation et de translation élémentaires intervenant dans la transformation, la matrice de transformation globale s'écrit :

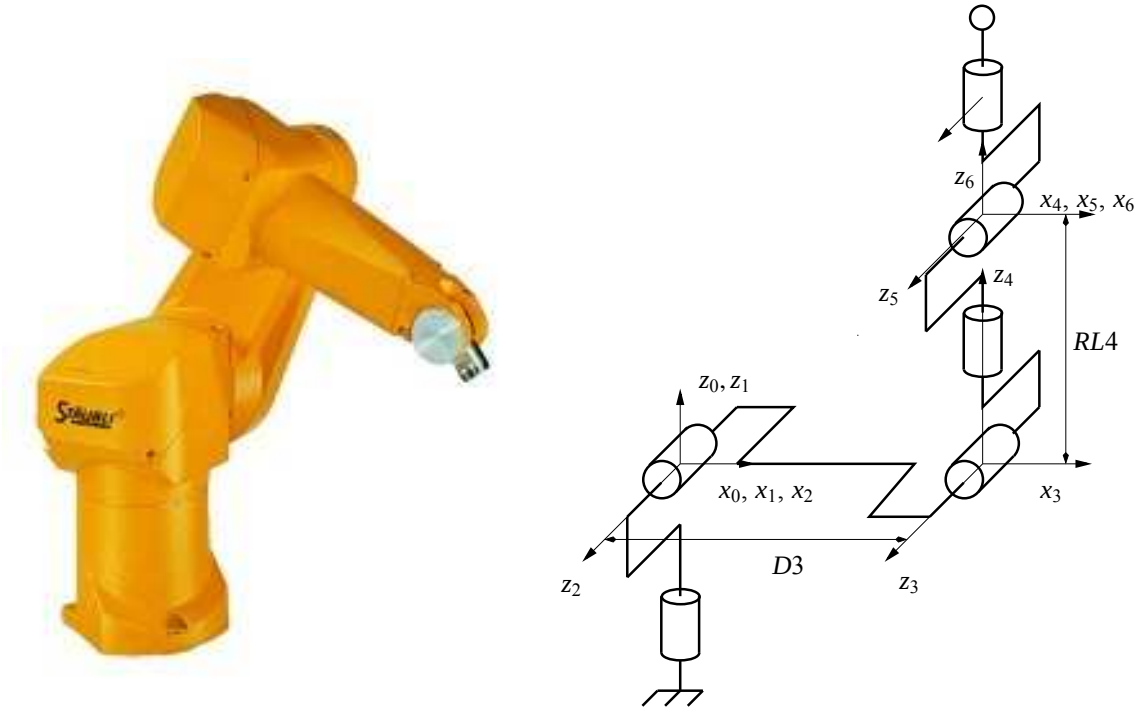
$$ {}^{j-1}\mathbf{T}_j = \begin{bmatrix} \cos(\theta_j) & -\sin(\theta_j) & 0 & d_j \\ \cos(\alpha_j)\sin(\theta_j) & \cos(\alpha_j)\cos(\theta_j) & -\sin(\alpha_j) & -r_j\sin(\alpha_j) \\ \sin(\alpha_j)\sin(\theta_j) & \sin(\alpha_j)\cos(\theta_j) & \cos(\alpha_j) & r_j\cos(\alpha_j) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} $$

Prenons comme exemple le robot Staubli RX-90 pour expliquer les différentes notions. La f - gure 2.2 représente la modélisation géométrique du robot (ensemble des liaisons et corps) et le placement des repères liés à chaque corps. Les paramètres géométriques sont regroupés dans le tableau 2.1.

Modèle géométrique direct

Le modèle géométrique direct (MGD) représente les relations de calcul des coordonnées opérationnelles, donnant l'emplacement de l'extrémité du robot en fonction des coordonnées articulaires. Il peut être représenté par la relation :

$$ \mathbf{X} = \mathbf{f}(\mathbf{q}) \tag{2.1} $$



(a) Photo (b) Modèle géométrique

FIGURE 2.2 – Robot Staubli RX-90

j	σ_j	α_j	d_j	θ_j	r_j
1	0	0	0	θ_1	0
2	0	$\pi/2$	0	θ_2	0
3	0	0	D3	θ_3	0
4	0	$-\pi/2$	0	θ_4	RL4
5	0	$\pi/2$	0	θ_5	0
6	0	$-\pi/2$	0	θ_6	0

TABLEAU 2.1 – Paramètres géométriques du robot Staubli RX-90

où **q** est le vecteur de coordonnées articulaires, tel que :

$$\mathbf{q} = [q_1 \; q_2 \; ... \; q_n]^T \tag{2.2}$$

et **X** sont les coordonnées opérationnelles déf nies par :

$$\mathbf{X} = [x_1 \; x_2 \; ... \; x_m]^T \tag{2.3}$$

Dans le cas d'une chaîne ouverte simple, ce modèle peut être représenté par la matrice de transformation ${}^0\mathbf{T}_n$:

$${}^0\mathbf{T}_n = {}^0\mathbf{T}_1(q_1){}^1\mathbf{T}_2(q_2)...{}^{n-1}\mathbf{T}_n(q_n) \tag{2.4}$$

Modèle géométrique inverse

Le modèle géométrique direct d'un robot permet le calcul de la position et de l'orientation de l'effecteur en fonction des coordonnées articulaires. Le problème inverse du MGD consiste à calculer les coordonnées articulaires pour une position et une orientation de l'effecteur. Lorsqu'il existe sous forme explicite, nous pouvons obtenir plusieurs solutions possibles (il y a rarement unicité de la solution) que nous appelons solutions du modèle géométrique inverse (MGI). Nous pouvons distinguer trois méthodes pour le calcul du MGI.

- La méthode de Paul (1981), qui traite chaque robot séparément et convient à la plupart des robots industriels ;
- La méthode de Pieper (1968), qui permet de résoudre le problème pour les robots à six degrés de liberté comportant trois articulations rotoïdes avec intersection des axes ou trois articulations prismatiques ;
- La méthode de Raghavan (1990) donne la solution générale pour les robots à six articulations à l'aide d'un polynôme de degré 16.

Lorsque l'obtention d'une forme explicite du modèle géométrique inverse n'est pas possible, nous pouvons calculer une solution particulière au moyen de procédures numériques (calcul de la pseudo-inverse par exemple).

2.2.2 Modèle cinématique

Modèle cinématique direct

Le modèle cinématique direct (MCD) d'un robot permet de calculer les vitesses des coordonnées opérationnelles $\dot{\mathbf{X}}$ en fonction des vitesses articulaires $\dot{\mathbf{q}}$:

$$\dot{\mathbf{X}} = \mathbf{J}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} \tag{2.5}$$

où $\mathbf{J}(\mathbf{q})$ est la matrice jacobienne de dimension $(m \times n)$ du mécanisme et il est la fonction de la conf guration articulaire $\mathbf{q}$.

$$\mathbf{J}(\mathbf{q}) = \frac{\partial \mathbf{X}}{\partial \mathbf{q}} \tag{2.6}$$

Cette matrice jacobienne apparaît dans le calcul du modèle différentiel direct qui donne la différence des variations des coordonnées $\mathbf{dX}$ opérationnelle en fonction des variations différentielles de l'articulation coordonnées $\mathbf{dq}$, comme :

$$\mathbf{dX} = \mathbf{J}(\mathbf{q})\mathbf{dq} \tag{2.7}$$

Le calcul de la matrice jacobienne peut se faire un dérivant le MGD, $\mathbf{X} = \mathbf{f}(\mathbf{q})$ à partir de la relation suivante :

$$J_{i,j} = \frac{\partial f_i(\mathbf{q})}{\partial q_j} \qquad i = 1, \ldots, m; \quad j = 1, \ldots, n \tag{2.8}$$

où $J_{i,j}$ est l'élément (i, j) de la matrice jacobienne. Cette méthode est facile à mettre en œuvre pour des robots à deux ou trois degrés de liberté. Il existe une autre méthode basée sur le calcul de la méthode jacobienne de base qui est pratique pour les robots ayant plus de degré de liberté.

Modèle cinématique inverse

L'objectif du modèle cinématique inverse consiste à calculer, à un moment donné de conf guration $\mathbf{q}$, la vitesse articulaire $\dot{\mathbf{q}}$ qui offre une vitesse de consigne opérationnelle $\dot{\mathbf{X}}$ à l'effecteur f nal. La déf nition ressemble à celle du modèle différentiel inverse : celui-ci détermine la variation différentielle articulaire $\mathbf{dq}$ correspondant à une variation différentielle déterminée du fonctionnement de coordonnées opérationnelles $\mathbf{dX}$.

Af n d'obtenir le modèle cinématique inverse, nous inversons le modèle direct cinématique en résolvant un système d'équations linéaires. La mise en œuvre peut se faire de manière analytique ou numérique.

- La solution analytique a l'avantage de réduire considérablement le nombre d'opérations, mais tous les cas singuliers doivent être analysés séparément.
- Les méthodes numériques sont plus générales, la plus largement utilisée étant basée sur la pseudo-inverse : les algorithmes traitent de façon unif ée les cas réguliers, singuliers, et redondants. Ils nécessitent un temps de calcul relativement important.

Forme générale du modèle cinématique

Soit $\mathbf{X} = \begin{bmatrix} \mathbf{X}_p \\ \mathbf{X}_r \end{bmatrix}$ une représentation par rapport à R_0 de l'emplacement du repère R_n. Les éléments $\mathbf{X}_p$ et $\mathbf{X}_r$ désignent respectivement, la position et le vecteur orientation. Les relations entre les vitesses $\dot{\mathbf{X}}_p$, $\dot{\mathbf{X}}_r$ et les vitesses des vecteurs ${}^0\mathbf{V}_n$ et ${}^0\boldsymbol{\omega}_n$ dans R_n de l'effecteur sont les suivantes :

$$\begin{bmatrix} \dot{\mathbf{X}}_p \\ \dot{\mathbf{X}}_r \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\Omega}_p & \mathbf{0}_3 \\ \mathbf{0}_3 & \boldsymbol{\Omega}_r \end{bmatrix} \begin{bmatrix} {}^0\mathbf{V}_n \\ {}^0\boldsymbol{\omega}_n \end{bmatrix} = \boldsymbol{\Omega} \begin{bmatrix} {}^0\mathbf{V}_n \\ {}^0\boldsymbol{\omega}_n \end{bmatrix}$$

où les matrices $\boldsymbol{\Omega}_p$ et $\boldsymbol{\Omega}_r$ sont fonctions de la méthode de représentation ayant été choisie respectivement pour la position et l'orientation. La forme compacte est :

$$\dot{\mathbf{X}} = \mathbf{J}\,\dot{\mathbf{q}}$$

Modèle cinématique inverse pour les robots non-redondants

Dans ce cas, la matrice jacobienne $\mathbf{J}$ est carrée et de rang plein. Il est alors possible de calculer $\mathbf{J}^{-1}$, la matrice inverse de $\mathbf{J}$, ce qui permet de déterminer les vitesses articulaires $\dot{\mathbf{q}}$ avec la relation :

$$\dot{\mathbf{X}} = \mathbf{J}^{-1}\,\dot{\mathbf{q}}$$

Quand la matrice $\mathbf{J}$ est de la forme

$$\mathbf{J} = \begin{bmatrix} \mathbf{A} & \mathbf{0} \\ \mathbf{B} & \mathbf{C} \end{bmatrix} \tag{2.9}$$

où les matrices $\mathbf{A}$ et $\mathbf{C}$ étant carrées et inversibles, il est facile de montrer que l'inverse de cette matrice s'écrit de la manière suivante :

$$\mathbf{J} = \begin{bmatrix} \mathbf{A}^{-1} & \mathbf{0} \\ -\mathbf{C}^{-1}\,\mathbf{B}\,\mathbf{C}^{-1} & \mathbf{C}^{-1} \end{bmatrix} \tag{2.10}$$

Ainsi, la solution de ce problème réside dans l'inversion de deux matrices de plus petites dimensions. Lorsque le robot a six degrés de liberté et un poignet rotule, la forme générale de $\mathbf{J}$ est du type de l'équation (2.9) avec $\mathbf{A}$ et $\mathbf{C}$ de dimension (3×3).

2.2.3 Modèle dynamique

Le modèle dynamique est la relation entre les efforts (couples et forces) appliqués aux actionneurs et les positions, vitesses et accélérations articulaires. Le modèle dynamique regroupe les équations du mouvement et est représenté par une relation de la forme :

$$\mathbf{\Gamma} = \mathbf{f}(\mathbf{q},\ \dot{\mathbf{q}},\ \ddot{\mathbf{q}},\ \mathbb{F}_e) \tag{2.11}$$

avec :

- $\mathbf{\Gamma}$: vecteur des couples articulaires (respectivement des forces) associé aux articulations pivots (respectivement des glissières) ;
- $\mathbf{q}$: vecteur de position articulaire ;
- $\dot{\mathbf{q}}$: vecteur de vitesse articulaire ;
- $\ddot{\mathbf{q}}$: vecteur d'accélération articulaire ;
- $\mathbb{F}_e$: vecteur représentant les efforts externes que le robot doit exercer sur l'environnement.

Plusieurs formalismes ont été utilisés pour obtenir le modèle dynamique des robots. Les deux formalismes les plus fréquemment utilisés sont celui de Lagrange et celui de Newton-Euler.

Formalisme de Lagrange

Le formalisme de Lagrange (Uicker, 1969; Khalil, 1976) décrit les équations du mouvement :

$$\Gamma_i = \frac{d}{dt}\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial L}{\partial q_i}, \quad i = 1, \ldots, n \tag{2.12}$$

avec :

- L : Lagrangien du système, égal à $E - U$;
- E : énergie cinétique totale du système ;
- U : énergie potentielle totale du système.

L'énergie cinétique du système est une fonction quadratique des vitesses articulaires :

$$E = \frac{1}{2}\,\dot{\mathbf{q}}^T\,\mathbf{A}\,\dot{\mathbf{q}} \tag{2.13}$$

où $\mathbf{A}$ est la matrice $(n \times n)$ de l'énergie cinétique, d'élément générique $A_{i,j}$, appelée aussi matrice d'inertie du robot, qui est symétrique et déf nie positive. Ses éléments sont fonctions des variables articulaires $\mathbf{q}$.

L'énergie potentielle étant fonction des variables articulaires $\mathbf{q}$, le couple $\mathbf{\Gamma}$ peut s'écrire, à partir des équations (2.12) et (2.13), sous la forme suivante :

$$\mathbf{\Gamma} = \mathbf{A}(\mathbf{q})\,\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q},\ \dot{\mathbf{q}})\,\mathbf{q} + \mathbf{Q}(\mathbf{q}) \tag{2.14}$$

avec :

- $\mathbf{C}(\mathbf{q},\ \dot{\mathbf{q}})\,\dot{\mathbf{q}}$: vecteur de dimension $(n \times 1)$ représentant les couples/forces de Coriolis et des forces centrifuges, tel que : $\mathbf{C}\,\dot{\mathbf{q}} = \dot{\mathbf{A}}\,\dot{\mathbf{q}} - \dfrac{\partial E}{\partial \mathbf{q}}$
- $\mathbf{Q} = [Q_1, ..., Q_n]^T$: vecteur des couples/forces de gravité.

Les éléments de $\mathbf{A}$, $\mathbf{C}$ et $\mathbf{Q}$ sont fonctions des paramètres géométriques et inertiels du mécanisme.

Pour mieux comprendre cette méthode, le lecteur peut se référer au chapitre 3, section 3.6.2 dans lequel la méthode est utilisée pour calculer les couples exercés au niveau des articulations.

Formalisme de Newton-Euler

Les équations de Newton-Euler expriment la somme des forces externes $(\mathbf{F}_j)$ et des moments $(\mathbf{M}_{G_j})$ agissant au centre de masse (G_j) du corps rigide j par les équations suivantes :

$$\begin{cases} \mathbf{F}_j & = & M_j\,\dot{\mathbf{V}}_{G_j} \\ \mathbf{M}_{G_j} & = & \mathbf{I}_{G_j}\,\dot{\boldsymbol{\omega}}_j + \boldsymbol{\omega}_j \times (\mathbf{I}_{G_j}\,\boldsymbol{\omega}_j) \end{cases}$$

La méthode proposée par Khalil et Chevallereau (1987), considérée comme un progrès important vers la possibilité de mise en ligne de calcul du modèle dynamique de robots, utilise ces équations.

Elle est basée sur une récurrence double. La récurrence avant, depuis la base du robot vers l'extrémité de l'effecteur, calcule les vitesses et les accélérations au niveau des liaisons, et ensuite les forces totales et les moments au niveau des liaisons. Une récurrente en arrière, à partir de l'effecteur vers la base, détermine les couples des actionneurs en exprimant pour chaque corps la résultante des forces et les moments externes.

Cette méthode permet d'obtenir directement le modèle dynamique inverse sans avoir à calculer explicitement les matrices **A**, **C** et **Q**.

2.3 Modèles de fatigue musculaire

Depuis le premier modèle connu de muscle proposé par Hill (1938), de nombreux chercheurs ont étudié la fatigue musculaire et ont proposé des modèles basés sur des points de vue différents : chimique, biophysique, mécanique, etc. Dans cette section, nous présentons un résumé des principaux travaux réalisés sur la fatigue musculaire ainsi que les modèles proposés. Nous classons ces modèles en fonction de leur domaine de déf nition.

2.3.1 Muscles et mécanismes de la fatigue musculaire

Physiologie du muscle et mécanisme de contraction musculaire

Le muscle est un organe spécialisé dans la transformation de l'énergie chimique en mouvement. Il est constitué de tissus, de f bres, de nerfs et d'autres éléments. La forme, la taille, la longueur, et l'architecture des muscles varient en fonction de la tâche qu'ils accomplissent. Il existe trois grandes catégories de muscles dans le corps humain. Chacune d'elles possède des caractéristiques propres et accomplit des fonctions particulières. La première catégorie représentant la plus grande famille de muscles est celle des muscles squelettiques (ou du squelette). Ces muscles sont soudés aux os et permettent le mouvement des articulations. La seconde catégorie est celle des muscles dits involontaires que nous ne pouvons pas contrôler. Ces muscles entourent les vaisseaux sanguins, l'intestin ou l'estomac. La troisième catégorie est celle représentée par le coeur ou muscle cardiaque. La f gure 2.3 représente les trois types de muscles. Nous concentrons notre étude sur les muscles squelettiques.

Les muscles squelettiques s'attachent aux os par des tendons. La f gure 2.4 représente la structure d'un muscle squelettique. Ces muscles sont constitués de cellules allongées, les f bres musculaires. Associées en faisceaux, ces f bres sont rendues solidaires par des enveloppes élastiques. Chaque f bre musculaire présente de nombreux noyaux répartis à la périphérie de la cellule. Elle est délimitée par une membrane, le sarcolemme, et contient dans son cytoplasme (ou sarcoplasme) des myof brilles qui constituent le support de la contraction musculaire. Les myof brilles sont assemblées en colonnettes

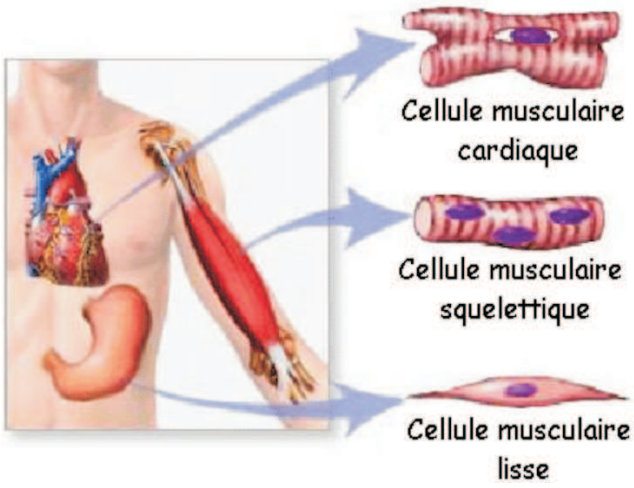


FIGURE 2.3 – Types de muscles

dites de Leydig. Chaque colonnette est constituée de f laments épais, composés de myosine, et de f laments f ns, composés d'actine (voir la représentation de droite de la f gure 2.4).

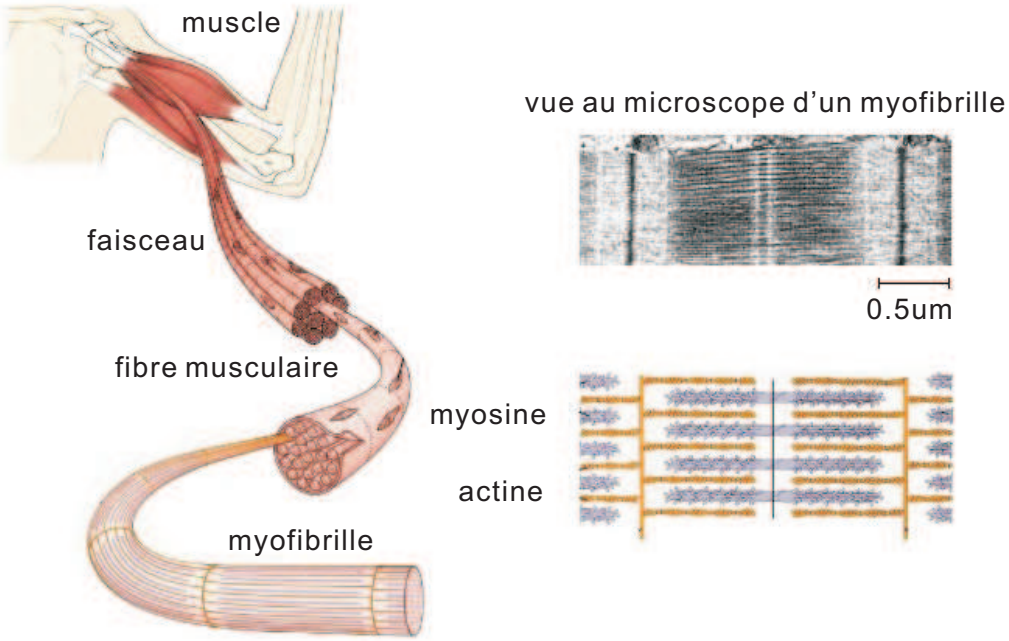


FIGURE 2.4 – Description de la structure microscopique d'un muscle(Campbelle *et al.*, 2007)

Lorsqu'un muscle se contracte (*i.e.* se raccourcit), il tire sur le tendon qui, à son tour, tire sur l'os pour produire le mouvement. Les muscles ne peuvent ni s'allonger, ni pousser. C'est la raison pour laquelle les muscles sont généralement associés par paires. La structure f lamentaire régulière des muscles permet à la cellule musculaire de se contracter et de se décontracter sans se rompre. Elle permet ainsi à la cellule d'avoir une certaine élasticité. La f gure 2.5 présente une vue schématique

des différentes étapes constituant la contraction musculaire.

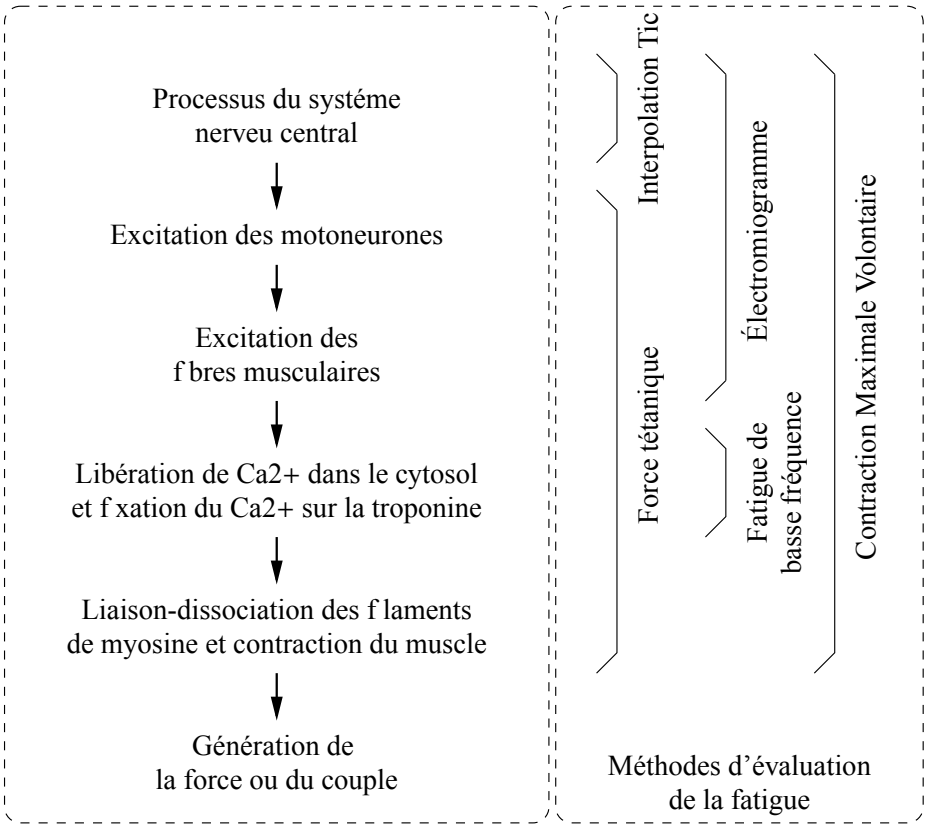


FIGURE 2.5 – Les différentes étapes de la contraction musculaire et les différentes méthodes d'évaluation de la fatigue musculaire associées (Vollestad, 1997)

La première étape consiste à exciter les f bres musculaires. Le système nerveux central (Central Nervous System, CNS) envoie un ordre aux motoneurones. Cette demande d'activation des motoneurones provient d'un ordre motivé volontaire ou de la réaction à des informations sensorielles. Cette demande est alors transférée le long des motos-neurones jusqu'à la jonction neuromusculaire et l'excitation des f bres musculaires.

La deuxième étape traduit l'excitation des f bres musculaires en réactions chimiques par la libération d'ion Ca^{2+}. En effet, la contraction et la décontraction des f bres musculaires sont accompagnées de réactions chimiques. Le raccourcissement des sarcomères est dû à un cycle de liaison-dissociation entre les f laments d'actine et de myosine associé à des changements de conformation de la myosine. Ce cycle ne peut se dérouler qu'en présence d'une concentration élevée en calcium Ca^{2+}, nécessaire pour démasquer les sites de liaison de la myosine sur l'actine. La quantité de Ca^{2+} libérée se f xe sur le site spécif que de la troponine C entraînant le cycle de liaison-dissociation. Le cycle liaison-dissociation est lié à la formation d'un complexe Actine-Myosine-ADP-Pi. Les réactions, ADP (adénosine diphosphate) + Pi (phosphate inorganique) → ATP (adénosine triposphate) et ATP → ADP + Pi, permettent une liaison-dissociation des f laments de myosine aux f laments d'actine ainsi qu'une

modif cation de l'angle formé par les têtes de myosine f xées à l'actine permettant un glissement des f laments d'actine sur les f laments de myosine.

Le glissement des f laments d'actines sur les f laments de myosine permet la contraction du muscle et ainsi la génération d'un effort, dernière étape de la contraction musculaire. Plus le nombre de liaisons-dissociations actine-myosine est important, plus la force ou la puissance générée par le muscle est importante.

La fatigue musculaire et son évaluation

La fatigue musculaire est un phénomène extrêmement complexe qui peut être abordé de multiples façons. Edwards (1983) déf nit la fatigue musculaire comme suit « En terme de performance musculaire, la fatigue musculaire correspond à l'incapacité de maintenir à un niveau requis ou prédéterminé, la force ou la puissance développée durant des contractions soutenues ou répétées ». La fatigue musculaire, en tant que diminution de la force développée, se traduit par la diminution du nombre de ponts d'acto-myosine formés simultanément. Elle dépend essentiellement de deux processus biochimiques, la formation et le taux de renouvellement de ces ponts biochimiques (Hultman et Sjoholm, 1986). Dans les études expérimentales sur un muscle isolé, la diminution de la force est un critère pour déf nir la fatigue. Cependant, durant l'exercice physique, c'est l'incapacité à maintenir une puissance donnée qui est généralement considérée comme critère de fatigue. Vollestad (1997) déf nit la fatigue musculaire comme « la diminution de la capacité de générer la force »et Bigland-Ritchie et Woods (1984) déf nit la fatigue musculaire comme « l'incapacité pour un muscle ou un groupe de muscles de maintenir la force exigée ou attendue ».

Il existe deux sortes de fatigue musculaire, la fatigue centrale et la fatigue périphérique (Bigland-Ritchie *et al.*, 1978).

1. Fatigue centrale : Elle est liée à des changements au niveau du système nerveux central et des voies nerveuses ; la fatigue centrale est due à une diminution de l'activation nerveuse. Cette diminution implique une activation sous-optimale du muscle (Jones et Bigland Ritchie, 1986). La fatigue centrale se caractérise par la baisse de la vitesse de conduction des inf ux nerveux, par l'incapacité à conduire un potentiel d'action de manière répétée et par l'altération de l'excitabilité des moto-neurones (Green, 1990).

2. Fatigue périphérique : Cette fatigue est causée principalement par la baisse de la concentration de l'ATP intracellulaire disponible pour l'élément contractile (Bongbele, 1990). Trois sources de fatigue peuvent entrer en jeu dans la fatigue périphérique (Hultman *et al.*, 1990) :
   – Insuffisance de substrats énergétiques pour une fourniture optimale d'ATP (adénosine triphosphate) aux liaisons d'acto-myosine ou aux autres réactions parallèles telles que les

pompes Na^+/K^+, ou insuffisance pour la recaptation du Ca^{2+}.

– Inhibition de l'un de ces processus par les produits f naux des réactions de production d'énergie.
– Altération du couplage excitation-contraction à différents niveaux, depuis le potentiel d'action de surface jusqu'à la libération de Ca^{2+}.

Ces mécanismes de base dépendent de l'intégrité cellulaire qui peut être perturbée par divers paramètres tels que : les variations d'eau et d'électrolytes, la température, le pH, la déplétion des substrats et l'accumulation de métabolites (Poortmans, 1983). Le facteur qui est le plus souvent impliqué dans le mécanisme de la fatigue est la perturbation de l'équilibre énergétique au niveau cellulaire. Il est admis d'une part que la force diminue lorsque la demande d'énergie excède le taux de resynthèse d'ATP (Edwards et Gibson, 1991), et d'autre part, que les métabolites produits lors de la contraction ont une inf uence sur la production de force. L'inf uence est soit directe par inhibition de l'excitation ou de la contraction (Donaldson *et al.*, 1978), soit indirecte par l'inhibition des voies biochimiques de fourniture d'énergie, telle que la glycolyse anaérobie (Hultman et Sjoholm, 1983).

D'après les informations ci-dessus, la cause fondamentale de la fatigue musculaire est l'ensemble des réactions chimiques participant à la création d'un effort. C'est pour cette raison que de nombreux chercheurs ont proposé des modèles de la fatigue musculaire du point de vue chimique.

Comme indiqué par Vollestad (1997), la fatigue musculaire peut être mesurée par différentes méthodes d'évaluation. La f gure 2.5 représente les principales méthodes d'évaluation de la fatigue selon les étapes de la contraction musculaire prises en considération. Ces méthodes sont soit directes, soit indirectes. La précision et donc la pertinence de l'évaluation de la fatigue dépend de la méthode utilisée. Les méthodes d'évaluation de la fatigue musculaire peuvent être regroupées de la façon suivante :

– les méthodes directes : mesure de la réduction de la force tétanique, mesure de la fatigue de basse fréquence (Low Frequency Fatigue), mesure de la contraction maximale volontaire (Maximum Volunteer Contraction) ou de la puissance de sortie, qui sont le résultat f nal de la génération de la force musculaire.
– les méthodes indirectes : L'électromyogramme (ElectroMyoGraphy) et l'interpolation tic (Tic Interpolation) peuvent être utilisés pour mesurer la fatigue d'un muscle.

2.3.2 Modèles de la fatigue musculaire basés sur un point de vue chimique

Les réactions chimiques constituent la base de la contraction musculaire et aussi de la fatigue. De nombreux chercheurs ont construit des modèles de fatigue musculaire d'un point de vue chimique. Ici, nous allons présenter le modèle le plus connu.

Modèle de fatigue musculaire proposé par Ding *et al.*

Wexler *et al.* (1997) proposent un modèle de muscle basé sur un modèle chimique de contraction musculaire. La contraction musculaire est décrite par la dynamique de la concentration en ions Ca^{2+}. Le modèle proposé par Wexler *et al.* (1997) a été reformulé par Ding *et al.* (1998, 2000a). Le modèle mathématique de la force musculaire se compose de deux équations différentielles :

$$\begin{cases} \dfrac{dC_N}{dt} = \dfrac{1}{\tau_c}\sum_{i=1}^{n}\left[R_i \cdot \exp\left(-\dfrac{t-t_i}{\tau_c}\right)\right] - \dfrac{C_N}{\tau_c} \\ \text{avec} \quad R_i = 1 + (R_0 - 1) \cdot \exp\left(-\dfrac{t_i - t_{i-1}}{\tau_c}\right) \\ \dfrac{dF}{dt} = A \cdot \dfrac{C_N}{1+C_N} - \dfrac{F}{\tau_1 + \tau_2 \dfrac{C_N}{1+C_N}} \end{cases} \tag{2.15}$$

La première équation représente les conditions limites conduisant à la formation de calcium-troponine C_N. La seconde équation détermine le taux de calcium transitoire dans les fibres musculaires lorsqu'elles sont stimulées par deux impulsions rapprochées. Enfin, la troisième équation représente le développement d'une force mécanique (F en Newtons) créée par la contraction et produite par la liaison-dissociation qui est modélisée par le terme de Michaelis-Menten, $C_N/(1 + C_N)$. Ce modèle de muscle basé sur la mécanisme de liaison-dissociation créé par la présence de Ca^{2+} a été validé par des expériences et des simulations.

Ding *et al.* (2000b) proposent un modèle de fatigue basé sur le modèle de muscle de Wexler *et al.*. Dans le modèle ci-dessus, les paramètres A, R_0 et τ_c sont des paramètres libres. Ce modèle propose une évaluation des paramètres de fatigue dérivés de ces équations et s'exprime ainsi,

$$\begin{cases} \dfrac{dA}{dt} = -\dfrac{A - A_{rest}}{\tau_{fat}} + \alpha_A \cdot F \\ \dfrac{dR_0}{dt} = -\dfrac{R_0 - R_{0,rest}}{\tau_{fat}} + \alpha_{R_0} \cdot F \\ \dfrac{d\tau_c}{dt} = -\dfrac{\tau_c - \tau_{c,rest}}{\tau_{fat}} + \alpha_{\tau_c} \cdot F \end{cases} \tag{2.16}$$

où les paramètres A, R_0 et τ_c changent significativement lorsque le muscle fatigue. Ces paramètres sont utilisés comme éléments de la fatigue. Ce modèle est défini par quatre paramètres : α_A, α_{R_0}, α_{τ_c}, τ_{fat}. De plus A_{rest}, $R_{0,rest}$ et $\tau_{c,rest}$ sont respectivement les valeurs de A, R_0 et τ_c, lorsque le muscle n'est pas fatigué. F est la force isométrique produite par le muscle. Les différents éléments intervenant dans les équations (2.15) et (2.16) sont répertoriés dans le tableau 2.2. Actuellement, les paramètres intervenant dans le modèle de muscle et le modèle de fatigue sont uniquement définis et identifiés pour un

Élément	Unité	Description
τ_1	ms	Constante de temps en l'absence de troponine
τ_2	ms	Constante de temps traduisant la friction entre l'actine et la myosine
τ_{fat}	ms	Constante de temps traduisant la récupération du muscle
α_A	ms^{-2}	Coefficient d'évolution du paramètre A
α_{R_0}	$(N.ms)^{-1}$	Coefficient d'évolution du paramètre R_0
α_{τ_c}	N^{-1}	Coefficient d'évolution du paramètre τ_c
F	N	Force mécanique
A	$N.ms^{-1}$	Facteur d'échelle
R_0	-	Terme caractérisant l'augmentation de C_N à partir des stimuli suivant
τ_c	ms	Constante de temps controlant l'évolution de C_N
C_N	-	Taux normalisé de Ca^{2+}-troponine
t_i	ms	Date de la $i^{ème}$ stimulation
n	-	Nombre total de stimuli in train avant la date t

Tableau 2.2 – Description des éléments intervenant dans les modèles de muscle et de fatigue de Wexler et Ding (Wexler *et al.*, 1997; Ding *et al.*, 2000b)

quadriceps humain. Le tableau 2.2 présente les paramètres utilisés dans le modèle de Wexler Wexler *et al.* (1997) et le modèle de Ding (Ding *et al.*, 2000b). La f gure 2.6 représente des résultats obtenus expérimentalement et par la simulation du modèle de Ding (Ding *et al.*, 2000b).

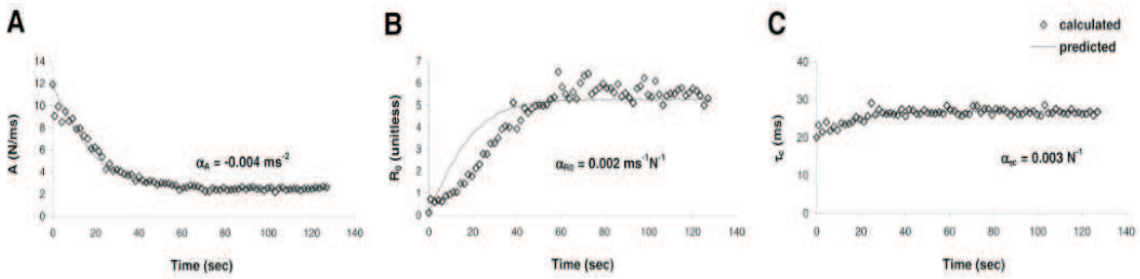


Figure 2.6 – Mesures expérimentales et simulation du modèle de Ding (Ding *et al.*, 2000b)

Conclusion

Les modèles de fatigue musculaire basés sur une vision chimique peuvent représenter la fatigue musculaire de façon assez précise, cependant ils sont très difficiles à appliquer directement dans le monde industriel à cause des conditions d'expérimentation strictes.

2.3.3 Modèle de fatigue musculaire basé sur un point de vue biophysique

Liu *et al.* (2002) proposent un modèle dynamique de muscle utilisant la notion d'unités motrices. Ce modèle offre une vue macroscopique basée sur des mécanismes biophysiques qui comprennent la commande volontaire, l'effet de la fatigue et de la récupération. Le modèle est étudié sous l'hypothèse d'un effort du cerveau constant. Trois paramètres (B, F et R) sont introduits pour construire le modèle du muscle et décrire le processus d'activation, la fatigue et la récupération. Le paramètre B représente la vitesse à laquelle les unités motrices sont stimulées et amenées à l'état de fatigue. L'effet de la récupération est décrit par un facteur R qui représente la vitesse à laquelle les unités motrices fatiguées sont capables de récupérer. Le modèle s'exprime alors de la façon suivante :

$$\begin{cases} \dfrac{\mathrm{d}M_A}{\mathrm{d}t} &= B \cdot M_{uc} - F \cdot M_A + R \cdot M_F \\ \dfrac{\mathrm{d}M_F}{\mathrm{d}t} &= F \cdot M_A - R \cdot M_F \\ M_{uc} &= M_0 - M_A - M_F \end{cases} \tag{2.17}$$

L'ensemble des paramètres du modèle de fatigue de Liu *et al.* sont expliqués dans le tableau 2.3

Élément	Unité	Description
M_0	-	Nombre total d'unités motrices du muscle
F	s^{-1}	Facteur de fatigue : taux de fatigue des unités motrices
R	s^{-1}	Facteur de récupération : taux de récupération des unités motrices
B	s^{-1}	Effort cérébral : taux d'unité motrice activée par le cerveau
M_A	-	Nombre d'unités motrices activées dans le muscle
M_F	-	Nombre d'unités motrices fatiguées dans le muscle
M_{uc}	-	Nombre d'unités motrices au repos

TABLEAU 2.3 – Les paramètres du modèles de Liu *et al.* (2002)

La f gure 2.7 illustre les courbes du modèle de base (B, F et R sont tous constants) de l'équation (2.17). L'ordonnée indique la proportion en pourcentage de chacun des trois groupes d'unités motrices par rapport au nombre total d'unités motrices (M_0) dans les muscles : M_A, l'activation des unités motrices, M_F les unités motrices fatigue, et M_{uc}, les unités motrices au repos. L'échelle de temps a été prise comme arbitraire pour montrer clairement les détails et les caractéristiques principales des courbes.

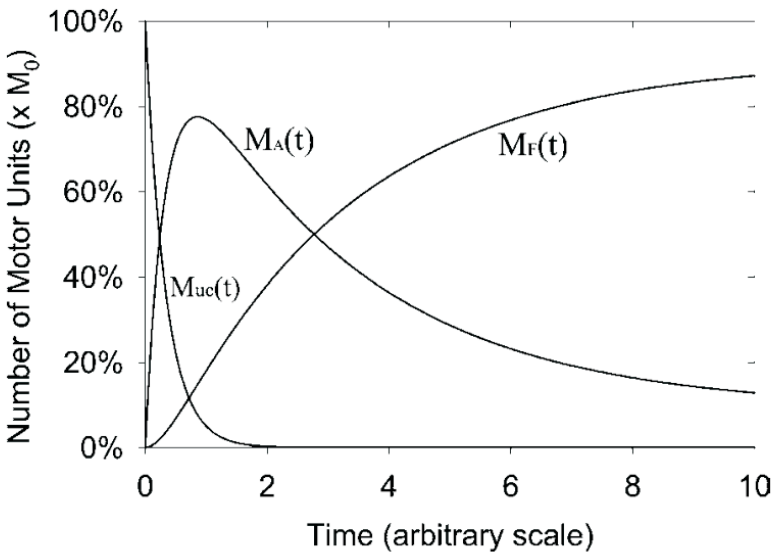


FIGURE 2.7 – La simulation de modèle de fatigue de Liu (Liu *et al.*, 2002)

Ce modèle basé sur une vue biophysique du muscle comporte une forme simple et facile à comprendre. Mais il comporte aussi certains défauts car il inclut uniquement des paramètres disponibles dans une situation de contraction maximale volontaire de la main droite. Cette situation est rare dans un travail de manutention manuelle. De plus, aucune application de ce modèle n'existe dans le domaine de l'ergonomie à notre connaissance.

2.3.4 Modèle de fatigue musculaire basé sur un point de vue mécanique (statique)

Vollestad (1997) introduit systématiquement les méthodes commune de l'étude de la fatigue musculaire, dans laquelle le choisir "contraction maximale volontaire" (en anglais Maximum Voluntary Contraction, *MVC*) est l'évaluation la plus directe de la fatigue et il est souvent utilisé par les chercheurs (kent Braun, 1999; Shin et Kim, 2007; Tang *et al.*, 2005).

La f gure 2.8 représente schématiquement des valeurs de la fatigue mesurée *MVC*. La courbe de la *MVC* diminue pendant les contractions répétitives. Quand la courbe de la *MVC* coupe la zone déf nie par la face objective, le fatigue arrive, c'est l'épuisement.

Fondée sur le modèle de Liu *et al.* (2002) qui étudie la fatigue musculaire d'un point de vue biophysique et les travaux de Vollestad (1997) qui utilise la *MVC* pour mesurer la fatigue, Ma *et al.* (2009) proposent un modèle de fatigue au niveau macroscopique. Ce modèle utilise uniquement deux paramètres (F_{load} et la MVC) pour décrire la fatigue musculaire dans une posture statique ou quasi-statique. Le paramètre F_{load} représente le facteur de charge externe et la MVC est le facteur interne qui décrit la capacité musculaire maximum d'un muscle (individuel) sans fatigue. En général, le résultat

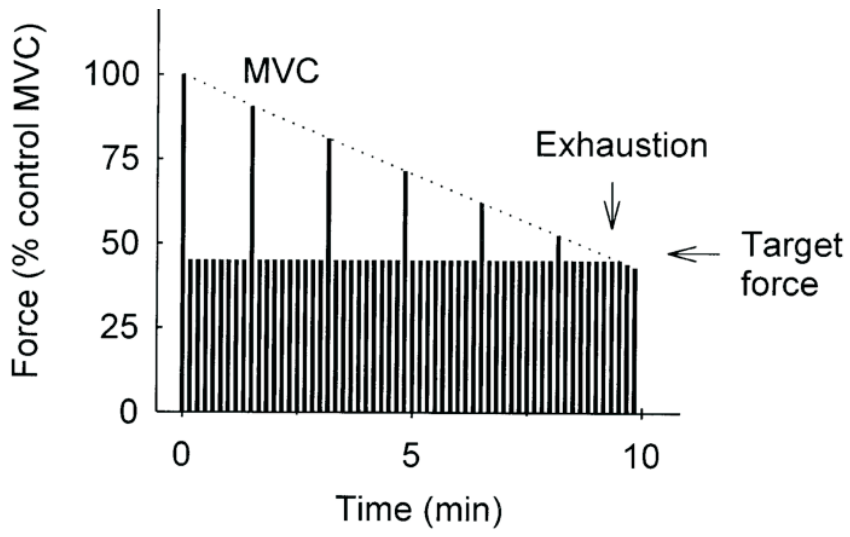


FIGURE 2.8 – La fatigue musculaire mesurée par *MVC* (Vollestad, 1997)

de l'évaluation de la fatigue est une fonction croissante par rapport à la charge externe. Dans un même intervalle de temps, plus la charge externe est importante, plus la personne ressent de la fatigue. De plus, la fatigue est une fonction inversement croissante par rapport à la capacité à fournir une force musculaire. En effet, plus la capacité à générer une force est petite, plus le muscle va être fatigué rapidement. En outre, la fatigue est une fonction croissante avec le temps. Plus un muscle travaille longtemps, plus la personne ressent de la fatigue. De nombreuses recherches utilisent la décroissance d'un paramètre pour décrire la fatigue. Certaines méthodes utilisent par exemple la diminution de la fréquence ou de la durée de l'activité physique. Le modèle de fatigue proposé par Ma *et al.* traduit les différentes remarques énoncées précédemment. Il se présente de la façon suivante :

$$\frac{\mathrm{d}F_{\mathrm{cem}}(t)}{\mathrm{d}t} = -k \cdot \frac{F_{\mathrm{cem}}(t)}{\mathrm{MVC}} \cdot F_{\mathrm{load}}(t) \tag{2.18}$$

En résolvant l'équation différentielle du premier ordre et en considérant que $F_{\mathrm{cem}}(0) = \mathrm{MVC}$, F_{cem} s'exprime par

$$F_{\mathrm{cem}}(t) = \mathrm{MVC} \cdot e^{\int_0^t -k \frac{F_{\mathrm{load}}(u)}{\mathrm{MVC}} du} \tag{2.19}$$

Si F_{load} est constant, l'équation (2.19) peut se simplif er comme suit

$$F_{\mathrm{cem}}(t) = \mathrm{MVC} \cdot e^{-kCt}, \quad \text{avec} \quad C = \frac{F_{\mathrm{load}}}{\mathrm{MVC}} \tag{2.20}$$

L'équation (2.18) est la fonction de base du nouveau modèle dynamique de fatigue . L'équation (2.20) est la formulation simplif ée dans le cas où $F_{\mathrm{load}}(t)$ est considéré constant. Les paramètres utilisés dans les équations sont énumérés et décrits dans le tableau 2.4. La f gure 2.9 est la simulation du modèle de Ma *et al.* (2009).

Élément	Unité	Description
MVC	N	Force maximum de contraction volontaire
k	min^{-1}	Taux de fatigue, valeur constante
F_{load}	N	Charge externe, force qui est demandée au muscle de générer
F_{cem}	N	Capacité courante du muscle à générer une force

Tableau 2.4 – Les différents paramètres du modèle de Ma *et al.* (2009)

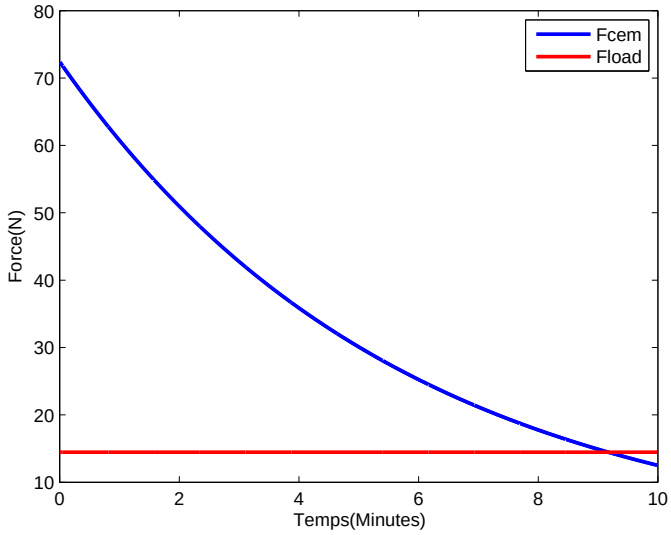


Figure 2.9 – La fatigue simulation de modèle de Ma *et al.* (2009)

Ma (2009) ont réalisé une expérimentation pour valider leur proposition de modèle (statique) de fatigue. Pour cela, ils ont mesuré la fatigue physique musculaire lors d'une opération de perçage simulée et ont présenté l'analyse théorique sur la base du modèle de fatigue. Pendant l'opération simulée, ils ont mesuré la sortie physique du bras pour une durée maximale d'opération de 3 minutes. La capacité courante du bras est mesuré aux temps $\{0, 15, 30, 45, 60, 75, 90, 120, 150, 180\}$ secondes, puis les couples résultants sont estimés à partir de ces mesures pour chaque participant. Une identif cation du paramètre de fatigue k a été réalisé sur l'ensemble des participants pour une posture donnée.

Ce modèle se base sur un point de vue macroscopique et mécanique du muscle. Les paramètres sont simples et le modèle possède l'avantage d'être facilement applicable dans le monde industriel. Cependant, ce modèle est basé sur une posture statique. Or, dans l'industrie, la plupart des tâches manuelles sont dynamiques. Dans ce cadre, ce modèle n'est pas adapté. Il faut donc l'améliorer pour qu'il puisse s'adapter à des situations dynamiques et ainsi étendre son champ d'application. Cette extension est le sujet de notre recherche.

2.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons rappelé les modèles issus de la robotique pour modéliser une structure mécanique et calculer les modèles cinématique et dynamique. Par la suite, seul le modèle dynamique inverse sera calculé en utilisant des données anthropométriques pour l'identif cation des longueurs et des inerties corporelles.

Pour prévenir des TMS, nous avons présenté les principaux modèles de muscle avec leur avantages et leurs inconvénients. Nous avons surtout porté notre attention sur leur possible application dans le monde industriel. Dans ce milieu, il existe de nombreuses tâches périodiques pour lesquelles les modèles existants ne sont pas très bien adaptés. En effet, ces modèles de fatigues musculaires sont déf nis avec de nombreux paramètres et leur identif cation demande des conditions expérimentales strictes et complexes. Il est donc difficile de les utiliser directement dans le monde industriel. La plupart de ces études (point de vue chimique, biophysique ou mécanique) sont réalisées pour des activités statiques ou quasi-statiques alors que dans le milieu industrie, des mouvements dynamiques sont souvent réalisés. Ceci justif e la création d'un nouveau modèle de fatigue musculaire que l'on va présenter dans le prochain chapitre.

Chapitre 3

Modèle dynamique de fatigue musculaire

Sommaire

3.1 Introduction **29**

3.2 Tâches statique, quasi-statique et dynamique **30**

3.3 Proposition d'une définition de la fatigue musculaire **32**

3.4 Proposition d'un modèle dynamique de fatigue musculaire **33**

3.4.1 Base de notre modèle dynamique de fatigue musculaire 33

3.4.2 Hypothèses 34

3.4.3 Proposition d'un modèle dynamique de fatigue musculaire 35

3.4.4 Architecture du modèle de fatigue musculaire 36

3.5 Caractéristiques de modèle dynamique de fatigue musculaire **37**

3.5.1 Modèle exprimé au niveau des articulations 37

3.5.2 Modèle simple 38

3.5.3 Modèle adapté à des applications dynamiques 38

3.6 Comparaison avec le modèle de fatigue musculaire statique **39**

3.6.1 Comparaison théorique du modèle dynamique et du modèle statique 39

3.6.2 Comparaison par simulation du modèle dynamique et du modèle statique . 40

3.6.3 Discussion 45

3.7 Conclusion **47**

3.1 Introduction

Les troubles musculo-squelettiques (TMS) sont de plus en plus importants dans le monde industriel (voir chapitre 1, section 1.1). L'un des facteurs importants de TMS est la fatigue musculaire. En effet, la production industrielle cause d'importants problèmes : mauvaises postures du corps, charges

externes excessives, longueurs des journées de travail, et bien d'autres facteurs. L'étude de la fatigue musculaire humaine a fait l'objet de nombreux travaux. Deux types d'étude de la fatigue sont envisagés. La première catégorie regroupe l'ensemble des études menées à partir d'une vision subjective de la fatigue (fatigue mentale). Ces études sont basées sur des questionnaires que les participants remplissent. Le problème de cette méthode est qu'elle se base sur une analyse subjective réalisée par les participants. Dans le cas des TMS, l'analyse de la fatigue musculaire doit être objective. Un modèle « physique »de la fatigue doit être alors proposé ce qui constitue la deuxième catégorie d'études.

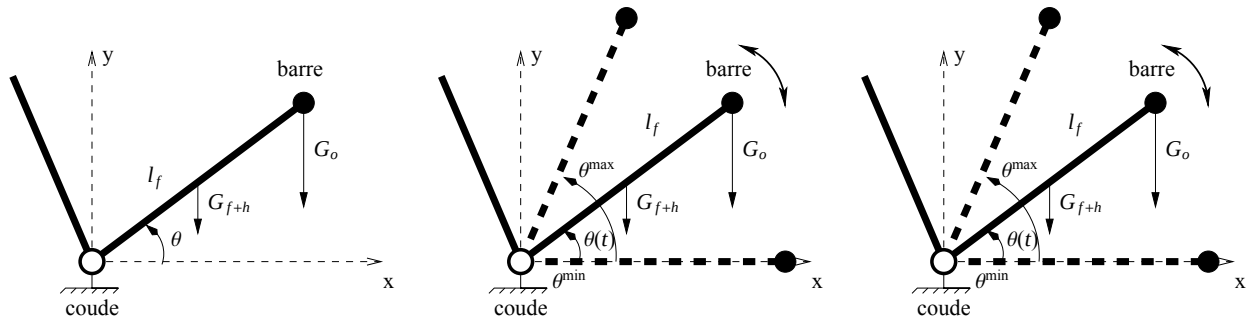
L'étude de modèle de la fatigue musculaire humaine a fait l'objet de nombreux travaux, du point de vue médical, physico-chimique et mécanique (voir chapitre 2, section 2.3). De grands progrès ont déjà été réalisés, mais la recherche dans ce domaine est encore aux premiers stades de développement. Du point de vue médical et physico-chimique, la vision microscopique de cette question permet d'analyser précisément la ou les raisons de la fatigue musculaire. Cependant, son application pour évaluer la relation entre le travail réalisé et la fatigue musculaire n'est pas facile à mettre en œuvre. L'industrie a besoin de modèles simples et rapides af n d'estimer de façon raisonnable cette relation. Dans ce cadre, nous proposons de changer de point de vue et d'étudier cette question à partir d'un point de vue macroscopique. Même si cette méthode est moins précise, son principal avantage est d'améliorer grandement l'efficacité de l'évaluation de la fatigue musculaire et ainsi de faciliter son utilisation dans le cadre de la production industrielle.

Deux situations de travail peuvent être considérées. En effet, certaines applications sont statiques (maintien d'un outil en position) et d'autres sont dynamiques (chargement/déchargement, pousser/tirer). Dans le cas de situations statiques, le corps reste dans une posture identique tout au long de l'opération et les muscles subissent des efforts isométriques. Dans le cas de situations dynamiques, le corps ou une partie du corps est en mouvement pendant l'opération et les muscles subissent des efforts isocinématiques. Les effets du mouvement entraînent alors des modif cations dans le temps des efforts à générer par les muscles. La majorité des études de la fatigue traite le problème de situations statiques ou quasi-statiques. Notre étude veut apporter des réponses sur le cas des situations dynamiques et proposer un modèle d'un point de vue mécanique (dynamique) de la fatigue musculaire dans ces situations. Le modèle de fatigue musculaire que nous présentons est exprimé au niveau des articulations.

3.2 Tâches statique, quasi-statique et dynamique

La plupart des modèles de fatigue musculaire Ding *et al.* (2000b); Liu *et al.* (2002); Ma (2009) étudie le cas d'efforts isométriques associés à des tâches statiques. Cependant, dans le monde industriel,

beaucoup de tâches sont dynamiques et génèrent des forces isocinétiques. Aucune définition claire n'existe pour différencier les tâches statiques et les tâches dynamiques. Nous voulons ainsi définir ce que nous considérons lorsque nous parlons de tâches statiques, quasi-statiques et dynamiques. Pour cela, nous présentons un exemple simple afin d'expliquer une fatigue du coude dans trois situations différentes. Chaque situation décrite à la figure 3.1 représente un bras humain, supposé composé de deux parties : l'arrière-bras (modélisé par un cylindre de masse m_u, de longueur l_u et de rayon r_u) et l'avant bras (modélisé par un cylindre de masse m_f, de longueur l_f et de rayon r_f). Nous supposons que l'avant-bras contient la main c'est-à-dire qu'ils sont considérés ensemble comme un unique corps. Une charge externe, composée d'une barre cylindrique de masse (modélisé par une charge ponctuelle de masse m_o, le rayon étant négligeable), est maintenue en son milieu dans la main. Nous utilisons le couple généré au niveau du coude pour observer les différences entre la réalisation d'une tâche statique, quasi-statique ou dynamique. En effet, le couple est le principal facteur de fatigue.



(a) Situation statique (b) Situation quasi-statique (c) Situation dynamique

FIGURE 3.1 – Tâche statique, quasi-statique, dynamique

Dans le cas d'une tâche statique (figure 3.1(a)), le bras n'effectue aucun mouvement, l'angle du coude θ est donc constant et la vitesse $\dot{\theta}$ est nulle. Le couple au niveau du coude Γ_{joint} est alors une constante et dépend uniquement de la posture fixe du bras. Dans ce cas, nous pouvons utiliser la relation Γ_{joint} = constante pour décrire le coupe exercé au niveau des articulations. Dans la plupart des situations de travail, l'employé ne peut pas garder strictement la même posture statique au cours de l'opération. De petits mouvements peuvent être présents. Pour cela, de nombreuses études introduisent la cas quasi-statique. Dans le cas d'une tâche quasi-statique (figure 3.1(b)), les vitesses sont considérées lentes et l'accélération $\ddot{\theta}$ est supposée nulle. Dans ce cas, le couple exercé au niveau du coude est une valeur qui dépend de l'angle de l'articulation, $\Gamma_{\text{joint}} = \Gamma(\theta)$ évoluant dans le temps. Cependant, la plupart des situations de travail font appel à une tâche dynamique (figure 3.1(c)). Dans cette situation, aucune contrainte n'est précisée pour le mouvement et l'effet inertiel est pris en compte. Le couple exercé au niveau du coude Γ_{joint} dépend de l'angle, de la vitesse et de l'accélération angulaire, $\Gamma_{\text{joint}} = \Gamma(\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta})$.

Un certain nombre d'études sur la fatigue musculaire considèrent des situations statiques ou quasi-statiques. Cependant, le cas des situations dynamiques, n'a jamais été traité, à notre connaissance. Le but de notre étude est alors d'estimer la fatigue musculaire dans le cas de tâches dynamiques.

3.3 Proposition d'une définition de la fatigue musculaire

Plusieurs déf nitions de la fatigue musculaire ont été énoncées. La plupart sont basées sur un lien entre la fatigue du muscle et la réduction de sa capacité à générer un effort (voir chapitre 2, section 2.3.1). Aucune déf nition (mathématique) précise de la fatigue musculaire n'existe.

Dans le domaine de l'ergonomie, l'évaluation de la fatigue musculaire peut être réalisée par des méthodes directes ou indirectes. Dans le cas des méthodes directes, un paramètre est souvent utilisé : la contraction volontaire maximale (MVC). La MVC est déf nie dans (Vollestad, 1997) comme « the force generated with feedback and encouragement, when the subject believes it is a maximal effort ». Une représentation de l'évolution de la fatigue est donnée à la f gure 2.8 (chapitre 2). La force maximale pouvant être générée à un instant donné est alors exprimée en fonction de la MVC. Cette force mesurée peut alors directement évaluer la fatigue musculaire. Selon Chaffin *et al.* (1999), la MVC dépend de la posture du corps.

Nous utilisons ces notions af n de déf nir notre modèle de fatigue musculaire.

Definition 1 Déf nition de la fatigue

Réduction de la capacité musculaire à produire un effort pendant la période de réalisation d'une tâche. On peut distinguer 2 phases de fatigue (la zone d'endurance, la zone à risque TMS).Elle se caractérise par : (beaucoup de caractéristiques, seulement ici les plus importants).

- La capacité initiale Γ_{MVC}(aspect subjectif, le couple maximal que le sujet est capable de produire et dans la limite de ce qu'il estime raisonnable) ;
- La durée de l'effort ;
- La nature de la tâche (statique ou dynamique) ;
- Les caractéristiques morphologique et psychique de l'individu.

Notre étude étant exprimée au niveau articulaire, nous parlons dans la suite de capacité maximale pour un groupe de muscles à générer un couple, notée Γ_{cem}. Normalement, Γ_{cem} représente la réduction de la capacité musculaire à produire un effort et nous pouvons utiliser Γ_{cem} pour représenter la fatigue. Nous considérons également le couple maximum que le groupe de muscle peut exercer sur l'articulation, noté Γ_{MVC}. Quand il n'y pas fatigue ($t = 0$), $\Gamma_{cem}(0) = \Gamma_{MVC}$. Nous pouvons aussi utiliser la valeur normalisée de Γ_{cem} pour représenter la fatigue. Elle peut s'exprimer comme la valeur de la capacité courante maximale d'un muscle à générer un couple Γ_{cem} par rapport à la valeur de la

capacité maximale (sans fatigue) d'un muscle à générer un couple Γ_{MVC}, Fatigue $= \Gamma_{cem}/\Gamma_{MVC}$. La f gure 3.2 représente une adaptation de la f gure 2.8 à notre approche de la fatigue musculaire. Le couple désiré varie au cours du temps puisque nous considérons une situation dynamique de travail.

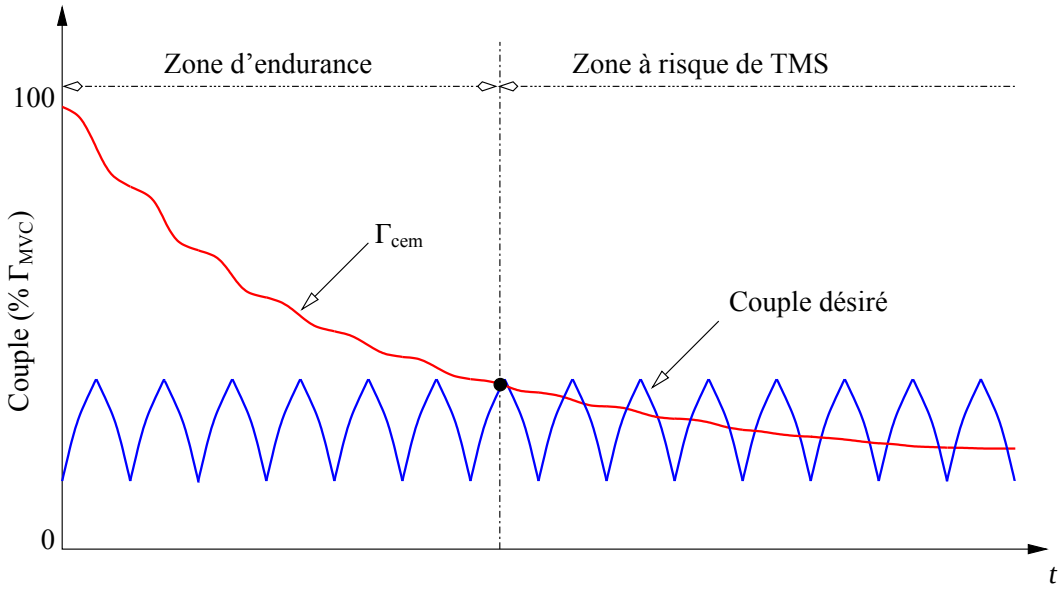


FIGURE 3.2 – La fatigue musculaire dans une situation dynamique

3.4 Proposition d'un modèle dynamique de fatigue musculaire

3.4.1 Base de notre modèle dynamique de fatigue musculaire

Le modèle dynamique de fatigue musculaire que nous proposons est basé sur les considérations du modèle statique proposé par Ma *et al.* (2009). Nous rappelons le modèle présenté au chapitre 2, section 2.3.4. Ce modèle suppose que la fatigue musculaire est liée à la charge externe, et aussi au facteur de fatigue de l'opérateur. Le modèle de fatigue musculaire s'exprime comme suit.

$$F_{cem}(t) = F_{MVC} \cdot e^{\int_0^t -k \frac{F_{load}(u)}{F_{MVC}} du} \tag{3.1}$$

F_{load} et F_{MVC} étant supposés constants, le modèle peut alors se simplif er de la façon suivante :

$$F_{cem}(t) = F_{MVC} \cdot e^{-kCt}, \quad \text{avec} \quad C = \frac{F_{load}}{F_{MVC}} \tag{3.2}$$

Ce modèle peut être appliqué au niveau d'une articulation comme suit.

$$\Gamma_{cem}(t) = \Gamma_{MVC} \cdot e^{-k_{torque}Ct}, \quad \text{avec} \quad C = \frac{\Gamma_{load}}{\Gamma_{MVC}} \tag{3.3}$$

Les différents paramètres intervenant dans ce modèle dynamique de fatigue sont énumérés dans le tableau 3.1.

Élément	Unité	Description
F_{MVC}	N	Force maximum de contraction volontaire
k	min^{-1}	Paramètre de fatigue, valeur constante
F_{load}	N	Charge externe, force qui est demandée au muscle de générer
F_{cem}	N	Capacité courante du muscle à générer une force
Γ_{MVC}	N.m	Couple maximal que le muscle peut exercer sur l'articulation
k_{torque}	min^{-1}	Paramètre de fatigue, valeur constante
Γ_{load}	N.m	Couple des charge externe
Γ_{cem}	N.m	Capacité courante du muscle à générer un couple sur l'articulation

TABLEAU 3.1 – Paramètres du modèle statique de fatigue musculaire proposé par Ma *et al.* (2009) et son extension au niveau articulaire

3.4.2 Hypothèses

En situation dynamique, la posture du corps est modif ée au cours du temps. Soit θ le vecteur des angles des articulations mises en mouvement. La valeur de $\theta(t)$ ainsi que ses dérivées premières et deuxièmes par rapport au temps $\dot{\theta}$ et $\ddot{\theta}$ sont des fonctions du temps. Le couple désiré au niveau de cette articulation Γ_{joint} est également une fonction du temps. Nous avons donc les variables : $\theta(t)$, $\dot{\theta}(t)$, $\ddot{\theta}(t)$ et $\Gamma_{\text{joint}}(t)$.

À partir de la vison robotique, nous supposons que, entre deux articulations, le corps humain est rigide et homogène, et que nous pouvons appliquer les lois de la dynamique.

Basé sur l'étude menée par Ma *et al.* (2009), nous supposons les hypothèses suivantes. Plus le couple imposé sur l'articulation est important, plus la fatigue musculaire va se faire ressentir rapidement. De même, plus la capacité du muscle est importante, moins la fatigue se fera ressentir rapidement. Dans notre situation dynamique, le couple imposé sur l'articulation est lié au mouvement et non uniquement aux charges externes F_{load}. Dans ce cas, nous prenons en compte la dynamique de l'articulation et devons déterminer l'évolution de $\Gamma_{\text{joint}}(t)$. Nous formulons alors les hypothèses suivantes :

1. La fatigue musculaire est directement proportionnelle au couple exercé au niveau de l'articulation Γ_{joint} ;
2. La fatigue musculaire est inversement proportionnelle à la capacité maximale (sans fatigue) du muscle pour générer un couple Γ_{MVC}.
3. À partir des précédents modèles, nous considérons que l'évolution de Γ_{cem} peut être représentée par une équation différentielle linéaire du premier ordre.

3.4.3 Proposition d'un modèle dynamique de fatigue musculaire

Nous choisissons les deux paramètres Γ_{MVC} et Γ_{joint} pour construire notre modèle de fatigue musculaire. Les trois hypothèses peuvent alors être intégrées à un modèle mathématique de fatigue musculaire qui s'exprime de la façon suivante

$$\frac{d\Gamma_{\text{cem}}}{dt} = -k \cdot \frac{\Gamma_{\text{joint}}}{\Gamma_{\text{MVC}}} \cdot \Gamma_{\text{cem}} \tag{3.4}$$

où le paramètre k représente le facteur de fatigue.

Notre approche utilise des concepts et des méthodes liés au domaine de la robotique pour évaluer les efforts appliqués sur le corps lors d'un mouvement. Selon le modèle dynamique utilisé en robotique présenté au chapitre 2 section 3.4, le couple Γ_{joint} peut être modélisé en fonction de l'angle, la vitesse, l'accélération et les charges externes.

$$\Gamma_{\text{joint}} \stackrel{\text{def}}{=} \Gamma(\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta}, M_{\text{load}}) \tag{3.5}$$

Comme θ, $\dot{\theta}$ et $\ddot{\theta}$ sont des paramètres qui dépendent de t, le couple $\Gamma_{\text{joint}}(t)$ peut être modélisé par la formule suivante :

$$\Gamma_{\text{joint}}(t) \stackrel{\text{def}}{=} \Gamma(\theta(t), \dot{\theta}(t), \ddot{\theta}(t), M_{\text{load}}) \tag{3.6}$$

La MVC est une fonction dépendant de l'angle de l'articulation étudiée, θ. La valeur de Γ_{MVC} est une valeur déterminée individuellement. Dans un premier temps, on suppose que Γ_{MVC} est une constante.

Comme Γ_{joint} est fonction du temps t, l'équation (3.4) peut être transformée comme suit :

$$\frac{d\Gamma_{\text{cem}}(t)}{dt} = -k \cdot \frac{\Gamma(\theta(t), \dot{\theta}(t), \ddot{\theta}(t), M_{\text{load}})}{\Gamma_{\text{MVC}}} \cdot \Gamma_{\text{cem}}(t) \tag{3.7}$$

Cette formule peut être écrite comme :

$$\frac{\dot{\Gamma}_{\text{cem}}(t)}{\Gamma_{\text{cem}}(t)} = -k \cdot \frac{\Gamma(\theta(t), \dot{\theta}(t), \ddot{\theta}(t), M_{\text{load}})}{\Gamma_{\text{MVC}}} \tag{3.8}$$

La résolution de cette équation nous donne

$$\Gamma_{\text{cem}}(t) = C \cdot e^{-k \cdot \int_0^t \frac{\Gamma(\theta(u), \dot{\theta}(u), \ddot{\theta}(u), M_{\text{load}})}{\Gamma_{\text{MVC}}} du} \tag{3.9}$$

Ici, nous supposons que $\Gamma_{\text{cem}}(0) = \Gamma_{\text{MVC}}$ et k est une constante. Quand $t = 0$, nous avons $C = \Gamma_{\text{MVC}}$. Comme Γ_{MVC} et k sont constants, le résultat de l'intégration de l'équation précédente est donné par

$$\Gamma_{\text{cem}}(t) = \Gamma_{\text{MVC}} \cdot e^{-\frac{k}{\Gamma_{\text{MVC}}} \int_0^t \Gamma(\theta(u), \dot{\theta}(u), \ddot{\theta}(u), M_{\text{load}}) du} \tag{3.10}$$

où l'ensemble des paramètres au modèle sont répertoriés dans le tableau 3.2.

L'équation (3.10) déf nit notre nouveau modèle de dynamique fatigue musculaire. Ce modèle étudie le mouvement par les variations de Γ_{joint} couple au niveau articulaire. Ce couple est calculé en utilisant la méthode robotique. Au premier stade, nous ne prenons pas en compte le facteur de co-contraction musculaire.

Élément	Unité	Description
k	min^{-1}	Facteur de fatigue
Γ_{MVC}	N.m	Couple maximal que le muscle peut exercer sur l'articulation
M_{load}	N	Charge externe, force qui est demandée au muscle de générer
Γ_{cem}	N.m	Capacité du muscle à générer un couple sur l'articulation
Γ_{joint}	N.m	Couple articulaire, i.e. le couple que l'articulation doit générer

TABLEAU 3.2 – Ensemble des paramètres et variables intervenant dans notre modèle dynamique de fatigue

3.4.4 Architecture du modèle de fatigue musculaire

Nous avons introduit, ci-dessus, un nouveau modèle de fatigue musculaire adapté aux situations dynamiques. Maintenant nous voulons expliquer comment utiliser ce modèle pour évaluer la fatigue dans un tâche spécif que du monde industriel. Nous représentons la méthodologie a adoptée par le schéma présenté à la f gure 3.3.

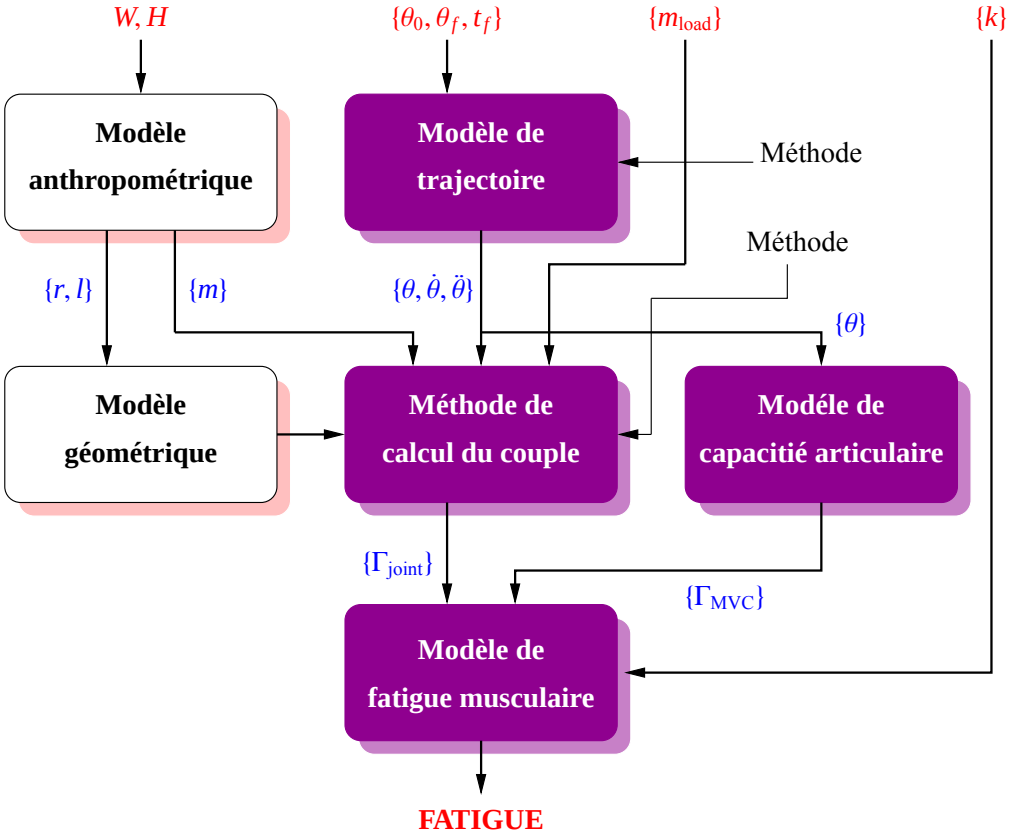


FIGURE 3.3 – L'architecture du modèle de fatigue musculaire

Les valeurs tout en haut du schéma (en rouge) représentent les valeurs d'entrée. W et H représentent respectivement le poids et la taille du participant (paramètres anthropométriques). θ_0, θ_f et t_f représentent respectivement la position initiale, la position f nale et la durée du mouvement. m_{load}

représentent l'ensemble des charges externes appliquées sur le participant. k est le paramètre de fatigue intervenant dans le modèle. Ce paramètre devra être identif é par expérimentation ce que nous détaillons au chapitre 4.

Lorsque nous avons connaissance de ces informations, nous proposons d'utiliser les méthodes issues du domaine de la robotique pour évaluer le couple exercé au niveau de chaque articulation et ainsi la fatigue. Les informations sur la taille et le poids du participant permettent, en utilisant le modèle anthropométrique déf ni par (Chaffin *et al.*, 1999), d'estimer la longueur, le rayon, le poids et l'inertie de chaque corps de l'humain. À partir de ces informations, le corps humain peut être représenté par un modèle géométrique décrit par un ensemble de paramètres (longueur, poids, inertie, ...des corps). Les informations sur le mouvement θ_0, θ_f et t_f permettent, en utilisant des modèles de génération de trajectoires issus du domaine de la robotique, d'obtenir l'évolution des angles θ, des vitesses $\dot{\theta}$ et des accélérations $\ddot{\theta}$ au niveau de chaque articulation. Considérant le modèle géométrique et les trajectoires dans l'espace articulaire, les méthodes dynamiques permettent d'estimer le couple exercé au niveau de chaque articulation Γ_{joint}.

Selon le modèle de capacité articulaire proposé par Chaffin *et al.* (1999), nous pouvons évaluer la valeur de Γ_{MVC} à partir de la trajectoire c'est-à-dire de l'évolution de l'angle et du sens du mouvement (en f exion ou en extension). La fatigue musculaire peut être alors estimée par le modèle de fatigue proposé en prenant comme entrées le couple Γ_{joint}, la capacité articulaire Γ_{MVC} et le paramètre de fatigue k. Nous pouvons ainsi évaluer et estimer la fatigue au niveau des différentes articulations pour une tâche spécif que.

Ce schéma explique la méthode générale à appliquer pour l'évaluation de la fatigue dans le cas de tâches dynamiques. Cependant, il peut aussi être utilisé pour l'évaluation de la fatigue dans le cas de tâches statiques et quasi-statiques. Dans le cas statique, le bloc de génération de trajectoire n'est pas utile puisque la posture reste la même tout le long de l'opération.

3.5 Caractéristiques de modèle dynamique de fatigue musculaire

Le modèle de fatigue musculaire dynamique proposé dans cette thèse possède les caractéristiques suivantes : modèle exprimé au niveau des articulations, modèle simple, modèle adapté à des applications dynamiques. Nous allons mettre en avant ces avantages.

3.5.1 Modèle exprimé au niveau des articulations

Certaines recherches considèrent des modèles de fatigue musculaire au niveau des f bres musculaires. Ces modèles sont relativement complexes et ne sont généralement applicables qu'au niveau

d'un muscle donné. Ils ne peuvent pas facilement s'adapter aux tâches liées à des facteurs biomécaniques tels que l'angle de l'articulation et sa vitesse angulaire. En réalité, la modélisation d'un muscle dans un groupe synergique de muscles est compliquée à cause de la redondance musculaire, de la relation complexe entre le moment généré par le muscle et l'angle de l'articulation, et du manque de techniques adéquates pour évaluer les forces musculaires individuelles (Xia et Frey Law, 2008).

D'autres recherches considèrent des modèles de fatigue musculaire au niveau des articulations. Dans ce cadre, le couple articulaire devient un paramètre important pour contrôler le mouvement du corps et les difficultés énoncées ci-dessus peuvent être alors évitées. Notre modèle dynamique de fatigue musculaire est un modèle de fatigue au niveau de l'articulation.

3.5.2 Modèle simple

Le modèle de Giat et al. (Giat *et al.*, 1996) nécessite l'identif cation de plus de 30 paramètres, le modèle de Riener et al. (Riener *et al.*, 1996) de plus de 28 paramètres, et le modèle de Ding et al. (Ding *et al.*, 2002) de plus de 15 paramètres. Les modèles aux formules compliquées deviennent vite confus et la compréhension de la génération de la force musculaire semble alors difficile. De plus, les modèles cités ci-dessus demandent la connaissance de variables chimiques (concentration en ion Ca^{2+} ou pH) ou électriques (signal neuromusculaire).

Contrairement au modèle précédent, le modèle de fatigue proposé est basé uniquement sur 2 paramètres, Γ_{MVC} et k, dépendant de la personne réalisant l'opération. L'opération étudiée doit être analysée af n de calculer les couples nécessaires lors du mouvement. Ces couples dépendent également des caractéristiques anthropométriques du participant (poids et longueur des membres en action). Le nombre de paramètres est ainsi restreint et la simplicité de notre modèle est alors un bon atout pour son application dans le monde industriel.

3.5.3 Modèle adapté à des applications dynamiques

La plupart des modèles proposés précédemment ont besoin de mesures chimiques, biophysiques, etc. Les conditions d'expérimentation sont très utiles pour connaître le fonctionnement du muscle d'un point de vue médical. Cependant, ces modèles sont relativement mal adaptés pour le domaine industriel qui demande une rapidité et une simplicité dans l'identif cation des paramètres.

Notre modèle se concentre uniquement sur la dynamique du corps. Il modélise très simplement la fatigue en considérant un calcul de couple nécessaire à exercer durant l'opération. Le modèle est peut-être une approximation plus grossière de la fatigue, mais il a l'avantage de pouvoir être utilisé directement dans l'industrie. En effet, l'industriel ne veut généralement pas avoir connaissance

d'une valeur "exacte", mais seulement une estimation af n d'améliorer la posture, les opérations ou l'environnement de travail.

3.6 Comparaison avec le modèle de fatigue musculaire statique

Dans cette section, nous comparons notre proposition de modèle dynamique de fatigue musculaire avec le modèle statique de fatigue musculaire proposé par Ma *et al.* (2009). Un ensemble de points communs et de différences sont précisés et une comparaison par simulation des deux modèles dans les même conditions (paramètre de fatigue k, charge externe Γ_{load}) est effectuée.

3.6.1 Comparaison théorique du modèle dynamique et du modèle statique

Nous rappelons que les deux modèles de fatigue musculaire expriment une diminution de la capacité à générer un couple au niveau de l'articulation étudiée Γ_{cem}. Les exposants d et s sont utilisés af n de différencier la situation dynamique et statique.

$$\Gamma^d_{\text{cem}}(t) = \Gamma_{\text{MVC}} \cdot e^{-\frac{k^d}{\Gamma_{\text{MVC}}} \cdot \int_0^t \Gamma(\theta(u),\dot{\theta}(u),\ddot{\theta}(u),M_{\text{load}})du} \qquad \Gamma^s_{\text{cem}}(t) = \Gamma_{\text{MVC}} \cdot e^{-\frac{k^s}{\Gamma_{\text{MVC}}} \cdot \Gamma_{\text{load}} \cdot t}$$

Dans le cas de notre modèle dynamique, la posture du corps est modif ée au cours du temps. Le couple provenant des effets des forces internes et externes (poids du corps et charges exterieurs) évolue donc au cours du temps. Le couple est alors fonction de la position, de la vitesse et de l'accélération articulaire, ainsi que des charges extérieures : $\Gamma(\theta(t), \dot{\theta}(t), \ddot{\theta}(t), M_{\text{load}})$. L'intégrale de ce couple ne peut donc pas être directement calculée. Elle est donc conservée dans le modèle : $\int_0^t \Gamma(\theta(t), \dot{\theta}(t), \ddot{\theta}(t), M_{\text{load}})dt$. Dans le cas du modèle statique, la posture est considérée f xe (ou quasi-f xe). Dans ce cas, le couple provenant des effets des forces extérieures est donc constant (égal à Γ_{load}) et son intégrale est donc directement déduite (égale à $\Gamma_{\text{load}} \cdot t$). Cette remarque justif e la principale différence entre ces deux modèles.

De plus, nous ne pouvons pas formuler d'hypothèse sur la relation entre le paramètre de fatigue k dans les cas dynamique et statique. Nous avons ainsi différentié ces deux paramètres par k^d et k^s. Seule une étude expérimentale peut permettre l'identif cation de ce paramètre. Ce travail sera présenté au chapitre 4.

Pour améliorer la compréhension des différences entre ces deux modèles, nous présentons ci-dessous une comparaison par la simulation.

3.6.2 Comparaison par simulation du modèle dynamique et du modèle statique

Pour mieux comparer les modèles de fatigue dynamique et statique, nous supposons que la même personne (taille : 188cm, masse : 80Kg) déplace le même objet (masse : 3Kg, notée m_o) dans une opération statique et une opération dynamique. Pour calculer la fatigue dans les situations statique et dynamique, nous avons besoin des paramètres du bras. De plus, pour le cas d'une situation dynamique, nous utilisons des fonctions d'interpolation pour simuler la génération de la trajectoire du mouvement.

Paramètres anthropométriques

À partir des bases de données anthropométriques, les paramètres géométriques et inertiels du corps humain peuvent être obtenus par des fonctions simples Chaffin *et al.* (1999). Si nous connaissons la taille H d'un individu, nous pouvons estimer les autres paramètres de chaque partie du corps (longueur et rayon, chaque partie étant considérée comme un cylindre). Si nous connaissons sa masse, nous pouvons estimer la masse de chaque partie du corps. Ici, nous nous concentrons uniquement sur les paramètres du bras et plus particulièrement de l'avant-bras (la main est contenu dans l'avant-bras). Les paramètres sont : longueur de l'avant-bras (h_f), rayon de l'avant-bras (r_f), poids de l'avant-bras (m_f).

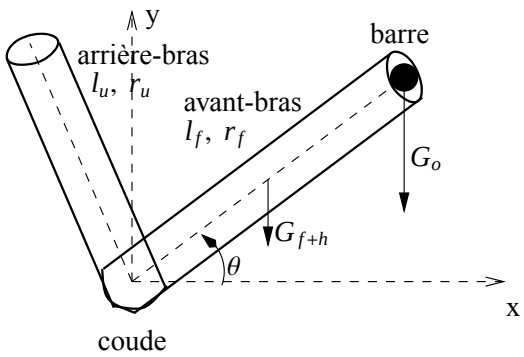


FIGURE 3.4 – modèle anthropométrique

$$\begin{aligned} h_f &= 0.146H \\ r_f &= 0.125h_f \\ m_f &= 0.451 \times 0.051M \end{aligned} \tag{3.11}$$

La f gure 3.4 et l'équation (3.11) illustrent la relation entre la taille H, la longueur, le rayon de bras et le poids M du bras.

Génération de la trajectoire pour la situation dynamique

Nous considérons une tâche cyclique qui se répète périodiquement toutes les 4 secondes. Si nous supposons une vitesse nulle au début et à la fin d'un cycle de mouvement, nous pouvons utiliser une fonction polynomiale afin de simuler ce mouvement. Pour vérifier les hypothèses limites, le degré minimum du polynôme est 3 et il est défini sous la forme suivante :

$$P = a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + a_3 t^3 \tag{3.12}$$

où les coefficients a_i sont déterminés par les conditions suivantes :

$$\begin{aligned} \theta(0) &= \theta^{initial}, \quad \dot{\theta}(0) &= 0 \\ \theta(t_f) &= \theta^{end}, \quad \dot{\theta}(t_f) &= 0 \end{aligned} \tag{3.13}$$

La trajectoire entre θ^{initial} et θ^{end} est déterminée par

$$\theta(t) = \theta^{initial} + r(t) \cdot \left(\theta^{\text{end}} - \theta^{\text{initial}}\right), \quad 0 \leq t \leq t_f \tag{3.14}$$

La résolution de l'équation (3.14) avec les conditions exprimées ci-dessus entraine le polynôme d'interpolation suivant :

$$r(t) = 3\left(t/t_f\right)^2 - 2\left(t/t_f\right)^3 \tag{3.15}$$

À partir de cette fonction d'interpolation, nous pouvons obtenir la vitesse angulaire et l'accélération angulaire à chaque instant. La figure 3.5 représente l'évolution de l'angle, de la vitesse et de l'accélération angulaire considérée.

Calcul du couple articulaire pour les situations statique et dynamique

La figure 3.6 illustre les opérations statique et dynamique. Les variables G_f et G_o représentent respectivement les effets de l'apesanteur sur l'avant-bras et sur l'objet porté.

Dans le cas statique, le paramètre Γ_{load} dépend de la posture considérée (angle θ) et provient des différentes forces appliquées sur l'avant-bras (poids de l'avant-bras et poids de l'objet). Le couple résultant au niveau de l'articulation Γ_{load} est fixe et égal à

$$\Gamma_{\text{load}} = h_f/2 \cdot m_f \cdot g \cdot \cos(\theta) + h_f \cdot m_o \cdot g \cdot \cos(\theta) \tag{3.16}$$

Dans le cas dynamique, Γ_{joint} est une fonction du temps et calculée par la méthode de Lagrange présentée au chapitre 2, section 3.4. Notre étude se limitant à une seule liaison (articulation) rotoïde, cette méthode est plus simple à utiliser. À partir de l'angle θ, de la vitesse angulaire $\dot{\theta}$ et de l'accélération angulaire $\ddot{\theta}$ au niveau de l'articulation et en supposant les profils de vitesse et d'accélération

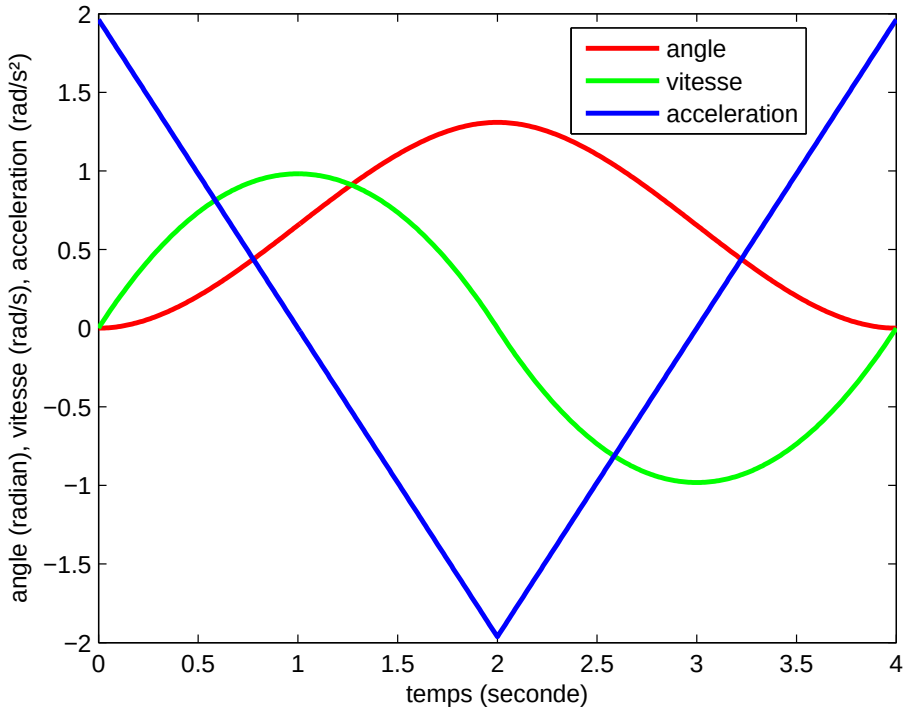


FIGURE 3.5 – Évolution de l'angle, de la vitesse et de l'accélération articulaire au niveau du coude lors de l'opération

présentés f gure 3.5, nous utilisons la méthode de Lagrange pour déterminer le couple nécessaire au mouvement. Nous rappelons la formule :

$$\Gamma_i = \frac{d}{dt}\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial L}{\partial q_i},\ i = 1, \ldots, n \tag{3.17}$$

Dans notre simulation, le nombre de liaisons est limité à 1. Le couple Γ_{joint} est égal à

$$\Gamma_{\text{joint}} = \frac{d}{dt}\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}} - \frac{\partial L}{\partial \theta} \tag{3.18}$$

avec $L = E - U$, E est l'énergie cinétique du système (avant-bras, main, barre) et U est l'énergie potentielle totale du système. L'énergie cinématique s'exprime de la façon suivante

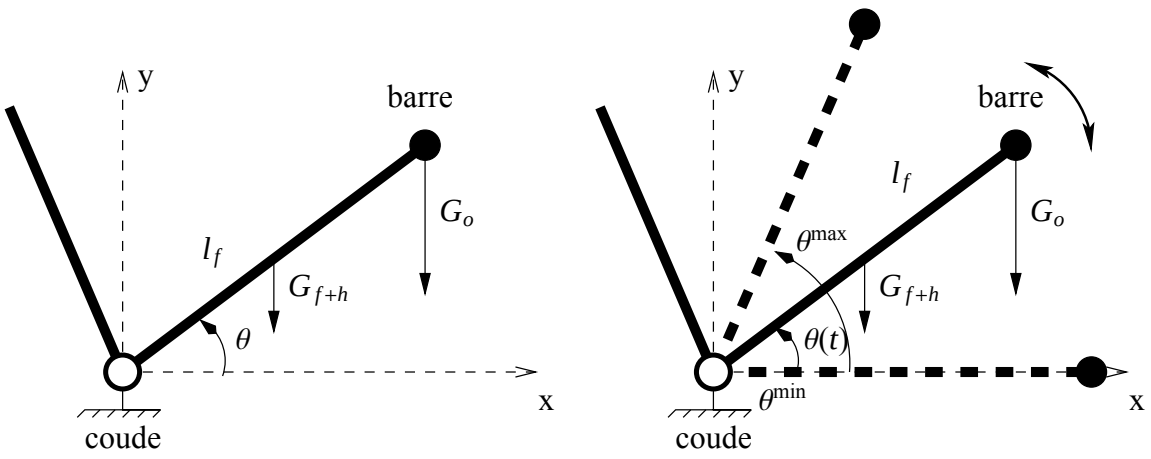
$$E = \frac{1}{2}\left(m_f \cdot v_{G_f}^T \cdot v_{G_f} + m_o \cdot v_{G_o}^T \cdot v_{G_o}\right) + \frac{1}{2}\left(I_f \cdot \omega_{G_f}^2 + I_o \cdot \omega_{G_o}^2\right) \tag{3.19}$$

où G_f et G_o sont respectivement les centres de gravité de l'avant-bras et de la chage externe, I_f est l'inertie de l'avant-bras au centre de gravite, ω_{G_f} et ω_{G_o} sont respectivement les vitesses angulaires de l'avant-bras et de la chage externe. L'énergie potentielle s'exprime de la façon suivante

$$U = m_f \cdot g \cdot \frac{h_f}{2} \cdot \sin(\theta) + m_o \cdot g \cdot h_f \cdot \sin(\theta) \tag{3.20}$$

où g est la constante de gravité ($g \approx 9.81$).

Après calcul des vitesses et des inerties au centre de gravité de chaque corps et en appliquant la



(a) Situation statique (b) Situation dynamique

FIGURE 3.6 – Posture statique et mouvement dynamique considérés pour la comparaison

formule (3.18), nous obtenons après simplif cation :

$$\Gamma_{\text{joint}} = \ddot{\theta}\left(\frac{1}{3}\cdot h_f^2\cdot m_f + \cdot h_f^2\cdot m_o + \frac{1}{4}\cdot r_f^2\cdot m_f\right) + \frac{1}{2}\cdot h_f\cdot g\cdot\cos(\theta)\cdot\left(m_f + 2m_o\right) \tag{3.21}$$

Comparaison par simulation

La fatigue, de même que le paramètre de fatigue de k, dépendent de la posture considérée. Ma *et al.* (2009) ont validé leur modèle de fatigue (statique) par une expérimentation. La valeur moyenne obtenue sur un ensemble de 40 participants pour le paramètre k_{torque} est de 0.8795. Cette expérimentation a été réalisée pour une posture où $\theta_{\text{shoulder}} = \pi/6$ radians (30 degrés) et $\theta_{\text{elbow}} = \pi/3$ radians (60 degrés). Cette valeur de k_{torque} est seulement valable pour cette posture puisque le paramètre de fatigue k varie avec la posture. Cependant, nous manquons d'expérimentations pour d'autres postures. Dans un premier temps, nous utilisons la valeur de $k_{\text{torque}} = 0.88$ pour tous les cas simulés (statique ou dynamique).

Durant l'opération statique, le participant tient l'objet dans sa main en maintenant la même posture durant toute la simulation. La fatigue dépend de la posture car l'application des forces est différente. Nous supposons 3 postures différentes : $\theta \in \{0, \pi/4, 25\pi/36\}$ radians (0, 45, 75 degrés). La valeur de 75 degrés est considérée dans la posture $\theta_{\text{shoulder}} = \pi/6$ comme une valeur maximale de rotation du coude. Pour l'opération dynamique, la personne tient le même objet dans sa main mais en réalisant un mouvement cyclique de période $T = 4$ secondes et durant lequel l'angle de l'articulation du coude oscille entre 0 et 75 degrés. La f gure 3.7 représente les efforts appliqués au niveau du coude lors des opérations statiques (équation (3.16)) et dynamiques (équation (3.21)) sur quelques cycles.

Ces variables sont intégrées dans les modèles de fatigue. Dans le cas du modèle dynamique, le couple est fonction du temps et doit être intégré : $\int_0^t \Gamma(\theta(t), \dot{\theta}(t), \ddot{\theta}(t), M_{\text{load}})dt$. Dans le cas statique,

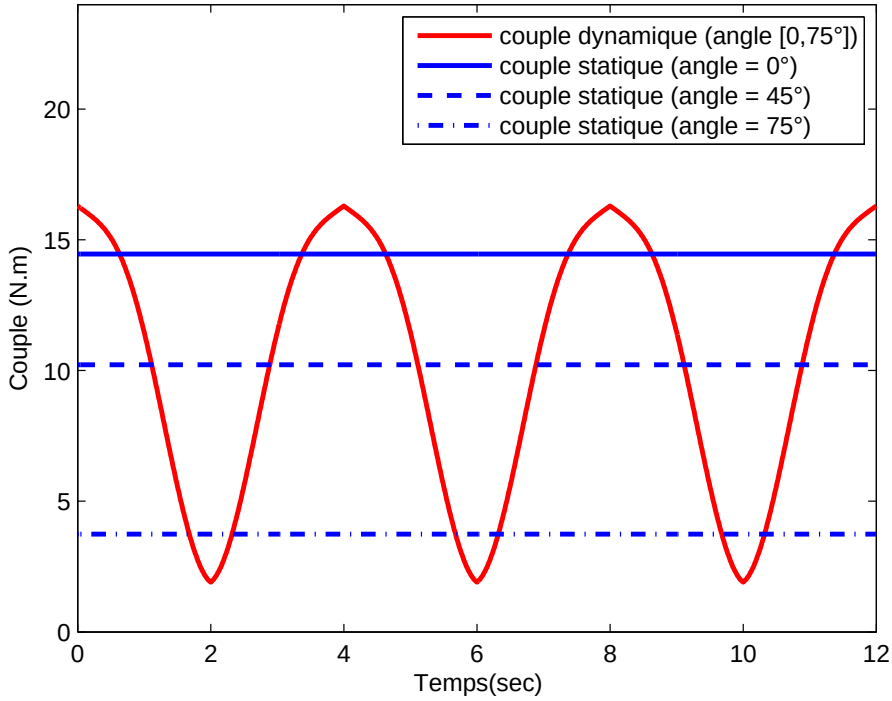


FIGURE 3.7 – Comparaison des efforts sur le coude pour différentes situations (représentation de l'évolution de Γ_{load} ou Γ_{joint} exprimés en N.m) sur quelques cycles

l'intégration est directe $\int_0^t \Gamma_{\text{load}} dt = \Gamma_{\text{load}} t$. L'intégration des couples dans les situations dynamiques et statiques sont représentés à la f gure 3.8.

L'intégrale de Γ_{load} dépend de la posture : plus l'angle considéré est grand, plus l'intégrale de Γ_{load} est petite (pour des angles variant de 0 à 90 degrés). Nous pouvons remarquer la périodicité du mouvement sur l'intégrale. En effet, une droite peut être tracée entre chaque point déterminé par une date $t = n \cdot T$, $n \in \mathbb{N}$ (0, 4, 8, 12, ... secondes). La pente de cette droite est égale à $\int_0^T \Gamma(\theta(t), \dot{\theta}(t), \ddot{\theta}(t), M_{\text{load}}) dt$. Dans ce cas particulier, l'intégrale du couple dynamique est proche de l'intégrale du couple statique quand $\theta_{\text{elbow}} = \pi/4$.

À partir de l'intégrale du couple, le modèle de fatigue représenté par l'évolution de Γ_{cem} peut être calculé. Nous comparons l'état de la fatigue musculaire pour les deux modèles (statique et dynamique) pour la même capacité musculaire Γ_{MVC} ($\Gamma_{\text{MVC}} = 80 * h_f$). La f gure 3.9 représente le résultat des simulations pour tous les cas de f gure considérés. À partir de ces f gures, nous pouvons remarquer que la fatigue statique et la fatigue dynamique sont différentes. Pour une valeur de k f xée, le modèle de fatigue dynamique se situe globalement entre les modèles statiques considérés pour des angles limites. Dans ce cas précis, le modèle de fatigue dynamique est proche du modèle de fatigue statique pour une posture $\theta_{\text{elbow}} = \pi/4$.

Cependant, le paramètre de fatigue k est différent dans une situation statique et une situation

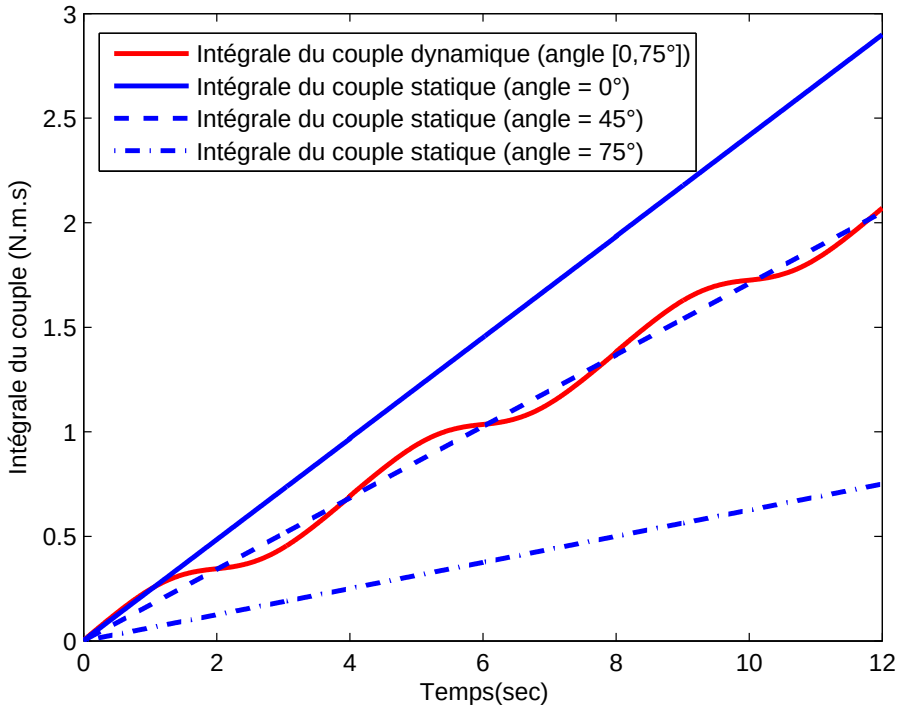
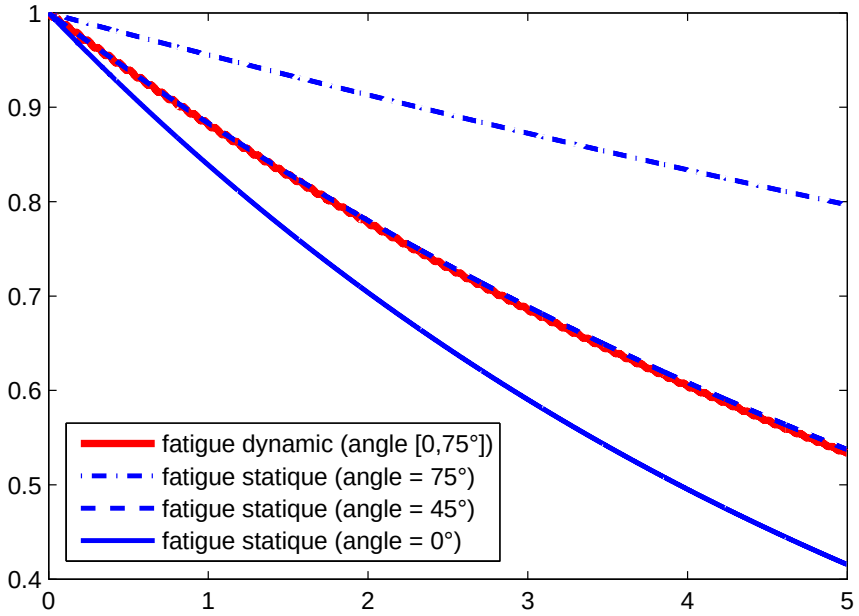


FIGURE 3.8 – Comparaison de l'intégrale du couple pour la situation dynamique et la situation statique

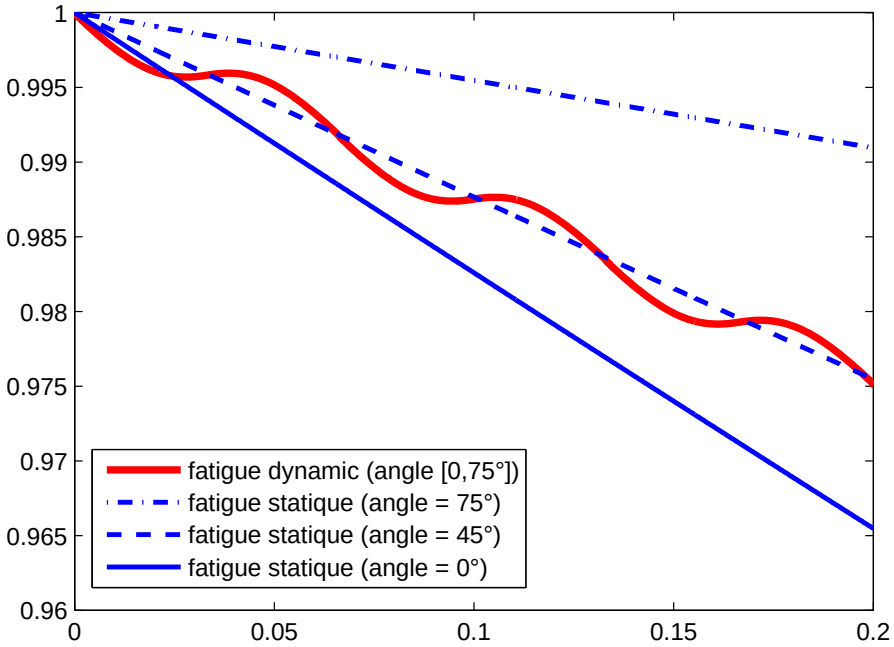
dynamique. Une expérimentation permettra au chapitre 4 de déterminer une première estimation du paramètre k dans des situations dynamiques de fatigue musculaire au niveau de l'articulation du coude et de l'épaule.

3.6.3 Discussion

La fatigue statique et la fatigue dynamique sont deux types de fatigue aux mécanismes différents. En effet, lors d'un mouvement, la circulation sanguine apporte plus d'oxygène et de matières énergétiques aux muscles. Dans une posture statique, la circulation du sang est bloquée. Lors d'un mouvement, la circulation sanguine est normale. Même si le mouvement dynamique du corps consomme plus d'énergie, dans certaines postures, il est encore moins fatiguant que pour une posture statique. La fatigue statique dépend de la posture et la fatigue dynamique dépend non seulement de la posture, mais aussi de la vitesse et de l'accélération du mouvement. Concluons cette discussion en analysant les points communs et les différences entre le modèle de fatigue statique et le modèle de fatigue dynamique.



(a) Évolution de la fatigue sur une durée de 5 minutes



(b) Zoom de l'évolution de la fatigue sur quelques cycles

FIGURE 3.9 – Comparaison des deux modèles de fatigue pour différentes situations (représentation de l'évolution de Γ_{cem} exprimé en % de Γ_{MVC} dans le temps exprimé en minutes)

Points communs :

– Comme les modèles de fatigue utilisent une vision macroscopique, de nombreux problèmes d'identif cation au niveau de la f bre musculaire sont évités ;

- Le nombre de paramètres du modèle étant plus faible, son application industrielle est plus facile ;
- Les deux modèles se basent sur des données moyennes anthropomorphiques.

Différences :

- Dans le modèle statique de fatigue musculaire, la charge externe est constante ; dans le modèle dynamique de fatigue musculaire, la charge supportée par les articulations change avec le mouvement, d'où l'introduction d'effets d'inertie ;
- Le modèle statique de fatigue musculaire est fonction de la posture alors que le modèle dynamique de fatigue musculaire est fonction de l'amplitude du mouvement, de la vitesse et de l'accélération angulaire.
- Le modèle statique est un cas particulier du modèle dynamique. Le modèle dynamique permet de prendre en considération des situations statiques (posture f xe) et des situations en mouvement.

3.7 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons proposé un nouveau modèle de fatigue musculaire. La principale contribution de ce modèle est de prendre en considération l'aspect dynamique d'une opération. Dans le monde industriel, de nombreuses opérations périodiques sont effectuées. Un modèle dynamique est donc nécessaire pour résoudre ces problèmes et permettre de diminuer le taux de troubles musculo-squelettiques survenant dans ce type d'opérations. L'aspect dynamique se traduit par des changements de posture du corps et donc des variations des efforts (interne ou externe) appliquées sur chaque articulation. Ce modèle est exprimé au niveau articulaire et dépend ainsi du mouvement de chaque articulation.

Contrairement aux principaux modèles de fatigues musculaires pouvant être trouvés dans la littérature, ce modèle possède la qualité d'être simple et de ne faire appel qu'à un nombre limité de paramètres ce qui facilite son application dans l'industrie. Il se base sur les notions de contraction maximale volontaire (MVC) et sur un paramètre de fatigue k. Ces paramètres dépendent de l'individu et du muscle considéré. Le modèle dépend également du mouvement considéré et de l'évolution du couple exercé au niveau des articulations. Pour évaluer les couples articulaires, nous proposons d'utiliser les méthodes issues de la robotique (modélisation des articulations, génération de trajectoires, calcul des couples articulaires). Il fait également référence aux données anthropométriques moyennes déf nies par Chaffin *et al.* (1999) pour déf nir les dimensions et poids des membres du corps en fonc-

tion uniquement de la taille et du poids de l'individu.

Nous avons comparé ce modèle avec le modèle proposé par Ma *et al.* (2009) qui se limite à l'étude de situations statiques ou quasi-statiques. Cette comparaison a été réalisée en comparant mathématiquement les modèles ainsi que par la mise en pratique sur un cas d'étude (application au niveau de l'articulation du coude). Cette comparaison a permis de mettre en évidence les points communs et les différences entre ces modèles. Nous avons conclu que le modèle proposé permet d'étendre le domaine d'application puisqu'il peut résoudre aussi bien les problèmes statiques que dynamiques.

Af n de valider ce modèle, il est nécessaire de mettre en place une expérimentation. Cette expérimentation permettra non seulement de conf rmer les hypothèses mais également d'identif er le paramètre k de fatigue propre à notre modèle. Elle permettra également de valider le modèle de trajectoire à considérer.

Chapitre 4

Mise en œuvre expérimentale

Sommaire

4.1 Introduction **50**

4.2 Objectif de l'expérience **50**

4.3 Mise en place de l'expérimentation **51**

4.3.1 Matériel utilisé 51

4.3.2 Étapes de l'expérimentation 53

4.4 Modélisation de la trajectoire **55**

4.4.1 Calcul de l'évolution de l'angle, de la vitesse angulaire et de l'accélération angulaire à partir des données du système de capture de mouvements . . . 55

4.4.2 Calcul du couple articulaire à partir des données du système de capture de mouvements 59

4.4.3 Comparaison entre la trajectoire capturée et les différents modèles théoriques de génération de trajectoires 61

4.4.4 Discussion 67

4.5 Première validation du modèle de fatigue et identification du paramètre k . . . **68**

4.5.1 Mesure et extraction des efforts produits par les participants 69

4.5.2 Validation du modèle de fatigue et identif cation du paramètre k pour le coude dans le cas d'une opération périodique de 4 secondes 70

4.5.3 Validation du modèle de fatigue et identif cation du paramètre k pour le coude dans le cas d'une opération périodique de 2 secondes 76

4.5.4 Validation du modèle de fatigue et identif cation du paramètre k pour l'épaule dans le cas d'une opération périodique de 4 secondes 79

4.5.5 Discussion 84

4.6 Conclusion **86**

4.1 Introduction

Dans cette section, nous présentons une expérience visant à évaluer la fatigue musculaire à travers la simulation de mouvements particuliers du bras. Le but est d'obtenir des données sur les capacités musculaires et sur les mouvements du coude et de l'épaule af n de valider le modèle dynamique de fatigue musculaire proposé dans le chapitre 3. Tout d'abord, nous introduisons la conception de l'expérimentation ; puis, nous introduisons les matériels utilisés et les étapes expérimentales ; ensuite, nous analyserons les données des trajectoires obtenues par le système de capture de mouvement et nous comparerons le couple articulaire calculé à partir de la trajectoire capturée avec le couple simulé à partir de modèles de génération de trajectoires issus de la robotique ; enf n, nous analyserons les données obtenues avec un dynamomètre et identif erons la valeur du paramètre de fatigue k au niveau articulaire et au niveau du groupe de muscles correspondant à l'expérience.

4.2 Objectif de l'expérience

L'objectif de l'expérience est de valider notre proposition de modèle de fatigue musculaire décrit par l'équation (3.10) (voir chapitre 3) et d'identif er les paramètres intervenant dans celui-ci. Notre proposition de modèle de fatigue musculaire est déf nie par la décroissance du couple maximale Γ_{cem} pouvant être généré au niveau d'une articulation. Cette évolution est fonction du couple Γ_{joint} exercé au niveau de cette même articulation. La f gure 4.1 est une illustration du modèle de fatigue musculaire lors d'un mouvement dynamique. La courbe en trait pointillé représente l'évolution du couple

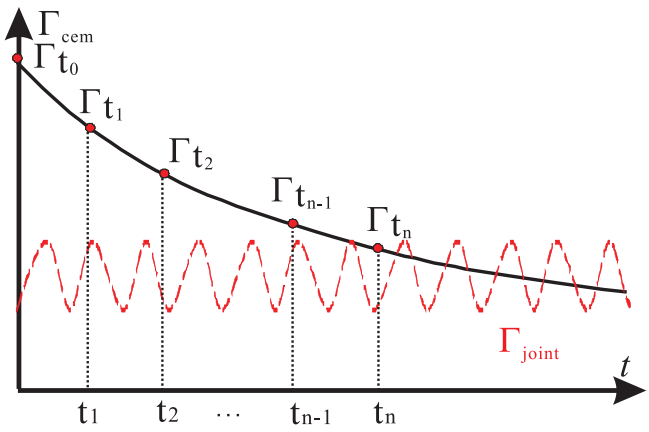


FIGURE 4.1 – Illustration de la fatigue musculaire dynamique

Γ_{joint} exercé au niveau du coude (charges externes inclues) pendant le mouvement. La courbe en trait plein représente l'évolution du couple maximal Γ_{cem} que le coude peut générer après avoir réalisé le mouvement pendant $t = t_i$ unités de temps. L'intersection des courbes Γ_{cem} et Γ_{joint} ($\Gamma_{joint}(t) = \Gamma_{cem}(t)$)

correspond au moment à partir duquel les muscles ne peuvent plus générer la force demandée. Ce point est important pour déf nir la limite de fatigue musculaire. En effet, au-delà de cette limite, les muscles n'ont plus la capacité de produire la force nécessaire pour produire le mouvement. Notre expérience consiste à mesurer la valeur maximale du couple que l'articulation du coude ou de l'épaule peut générer après différentes périodes d'activité. Le mouvement devra être spécif é, de même que les articulations et groupes de muscles participants. Pour notre étude, nous nous concentrons sur les articulations du coude et de l'épaule ainsi que sur les groupes de muscles associés. À partir d'un ensemble de mesures, une tendance de l'évolution de cette valeur peut être estimée. L'évolution du couple exigé par le mouvement permet alors de déf nir la limite de la fatigue. Cette expérience permet ainsi de prévoir la courbe de fatigue.

4.3 Mise en place de l'expérimentation

Pour valider notre modèle de fatigue, nous déf nissons deux expériences pour étudier les groupes de muscles de l'épaule et du coude. La première expérimentation est dédiée à l'étude de l'articulation du coude. Un participant réalise un mouvement de monter/descente de l'avant-bras qui consiste en une rotation contrôlée (vitesse et angle) autour du coude. L'angle de la rotation θ varie alors de θ_{min} à θ_{max} puis de θ_{max} à θ_{min} et ainsi de suite. La période du mouvement T, consistant en un aller et retour, est f xée pour une expérience. Pour minimiser l'inf uence des autres parties du corps dans la génération de l'effort du bras, le participant réalise l'expérience assis et le coude reste immobile sur un support. Lors du mouvement le participant tient dans sa main une barre métallique (charge externe) de masse m_o. La force maximale Γ_{cem} pouvant être générée par le bras (triceps et biceps) après différentes durées de travail est mesurée (le coude est alors toujours en appui). Lors du mouvement, nous utilisons le système de capture de mouvements pour suivre la trajectoire du bras. À partir de ces données, nous allons calculer le couple articulaire du coude.

La seconde expérimentation est dédiée à l'étude de l'articulation de l'épaule. Le même processus est utilisé (mouvement puis mesure) sauf que le bras entier fait le mouvement de montée/descente (posture bras tendu) autour de l'articulation de l'épaule.

4.3.1 Matériel utilisé

Notre expérimentation utilise les matériels suivants :

1. *Un dynamomètre.* Ce dispositif est utilisé pour mesurer la force maximale de f exion et d'extension du coude après la phase d'activités (mouvement au niveau du coude) et antépulsion ou rétropulsion de l'épaule après la phase d'activités (mouvement au niveau de l'épaule).

2. *Une barre.* Cet objet est tenu dans la main du participant. Il est utilisé pour simuler le poids d'un outil de travail dans un environnement industriel. Pour notre expérimentation, la masse de la barre m_o est f xée à 3 kilogrammes.
3. *Un métronome.* Cet outil est utilisé pour déf nir la période du mouvement (une période consiste en un aller et retour de l'avant-bras ou du bras).
4. *Un support.* Ce support est utilisé pour maintenir la posture du coude au cours de la phase d'activités et la phase de mesure du couple après l'opération pour l'expérimentation dédiée au coude.
5. *Un système de capture de mouvements.* Ce dispositif est utilisé pour capturer la trajectoire du point situé au niveau de la main déplaçant la barre. Les marqueurs sont placés aux deux extrémités de la barre.

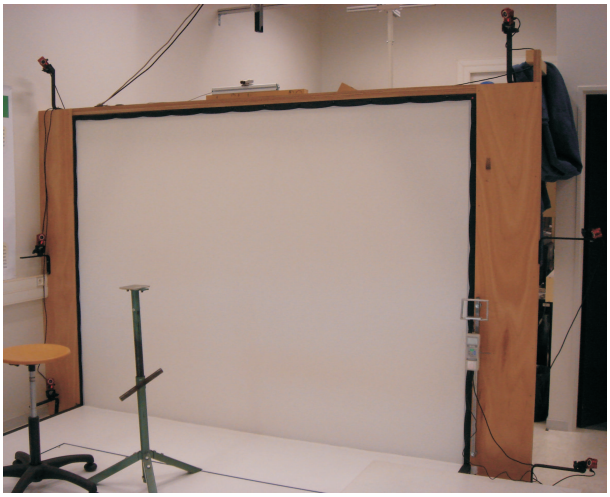
Nous précisons ci-dessous, l'installation du système de capture de mouvements ainsi que l'installation du dynamomètre.

Système de capture de mouvements

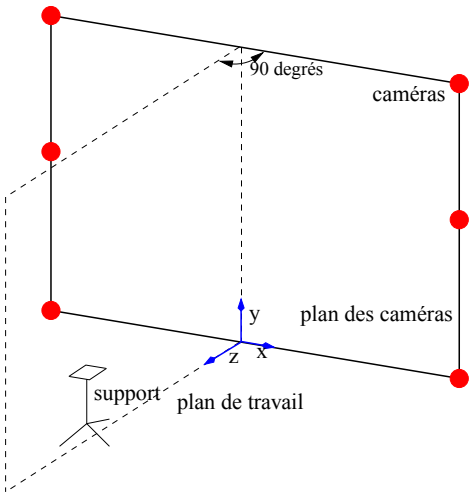
Pour réaliser la capture de mouvements, nous utilisons le système de capture OptiTrack, développé par l'entreprise NaturalPoint Incorporation [1]. Ce système permet une capture passive par réf exion de f ashs infrarouges des marqueurs à une fréquence de 100 Hz. Dans notre environnement d'expérimentation, nous utilisons un ensemble de 6 caméras. Ces 6 caméras sont positionnées sur un même plan comme présenté sur la f gure 4.2(a). Les mouvements de notre expérimentation étant réalisés dans un plan. Une calibration du système est réalisée et le placement des caméras a été modif é pour inclure, au centre de l'environnement, les mouvements du bras droit de chaque participant.Pour l'identif cation des paramètres du coude, le participant s'assied au milieu de l'espace de capture, face au plan des caméras, sur une chaise, le coude posé sur un support. Pour l'identif cation des paramètres de l'épaule, il est debout face au plan. Les mouvements du bras sont réalisés dans un plan perpendiculairement au plan des caméras. À partir de la capture de mouvements, nous réalisons une analyse permettant le calcul de l'angle de l'articulation, de la vitesse angulaire et de l'accélération angulaire. Cette analyse est présentée en section 4.4.

Actuellement, l'écran n'est pas utilisé mais la vision du mouvement d'un mannequin virtuel serait un bon complément pour imposer un mouvement au participant. Cependant, nous devons dans un premier temps déterminer quel générateur de mouvement issu de la robotique peut être utilisé avant de générer cette animation.

1. http://www.naturalpoint.com/optitrack/



(a) Environnement de travail



(b) Vue schématique

FIGURE 4.2 – Installation des caméras du système de capture localisées à l'Ecole des Mines de Nantes

Dynamomètre

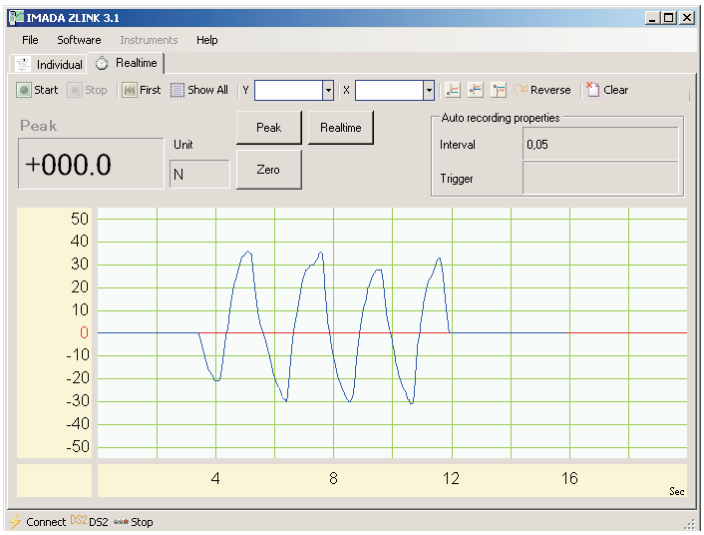
Nous utilisons un dynamomètre pour mesurer la force maximale pouvant être générée au niveau de l'avant-bras et du bras après l'opération. Le dynamomètre utilisé est un dynamomètre numérique de type IMADA [2], DS2-5N. La f gure 4.3(a) représente l'installation du dynamomètre. Nous installons en tête du dynamomètre un dispositif (cadre métallique) permettant de mesurer plus facilement la force de f exion et d'extension du coude. Après chaque phase d'exercice, le participant s'assied devant le dynamomètre, appuie avec sa main sur le dispositif af n de mesurer la compression (extension ou rétropulsion), puis tire sur le dispositif af n de mesurer la traction (f exion ou antépulsion). Un logiciel fourni avec le dynamomètre permet de mesurer au cours du temps la force exercée sur le dispositif de mesure. Les données sont enregistrées et exportées sous forme de f chiers de données (de type csv). Une étape de traitement est alors nécessaire pour extraire les valeurs maximales de traction et de compression (voir section 4.5.1).

4.3.2 Étapes de l'expérimentation

Nous présentons maintenant les étapes de l'expérimentation. Premièrement le participant va réaliser une tâche. Cette tâche consiste en un mouvement de l'articulation du coude ou de l'épaule tout en maintenant un objet dans la main. Pour le coude, le participant est assis sur un tabouret (réglable en hauteur) et positionne son coude sur le support (également réglable). Le mouvement se compose de deux phases répétées périodiquement. La première phase consiste à lever l'avant-bras ou le bras ainsi que la barre. La deuxième phase consiste à redescendre l'avant-bras. Comme nous l'avons dit précé-

2. http://www.imada.com/

(a) Dynamomètre



(b) Interface graphique du dynamomètre

FIGURE 4.3 – Installation du dynamomètre

demment, la durée de l'opération est contrôlée par un métronome. Pendant cette période d'exercice, les mouvements sont capturés par le système de capture de mouvements.

Après une durée de t_i, le participant cesse l'opération et la force maximale, $F_{\text{cem}}(t_i)$, que le coude peut générer est mesurée. Cette mesure est réalisée 3 fois à l'aide du dynamomètre af n d'améliorer sa précision. Deux mesures différentes sont réalisées : mesure de traction et de compression. Cette expérience est réalisée pour différentes valeurs de t_i. Entre deux expériences successives, le participant se repose pour récupérer la capacité maximale des muscles étudiés. Nous supposons qu'un repos minimum d'une heure suffit pour une récupération "complète". Pour l'épaule, la force est mesurée de la même façon. Cependant le coude du participant n'est pas en appui sur un support. Dans ce cas, l'opération est réalisée debout pour plus de facilité de mouvements.

La procédure expérimentale peut se résumer ainsi :

1. Mesurer Γ_{MVC} avant de débuter l'opération ($\Gamma_{\text{cem}}(0)$) ;
2. Effectuer l'opération dynamique pendant t_i unité de temps et capturer le mouvement ;
3. Mesurer la capacité de l'articulation du coude à fournir un couple $\Gamma_{\text{cem}}(t_i)$;
4. Effectuer un repos de 1 heure jusque'à récupération complète ;
5. Répétez les étapes 2, 3 et 4 pour différentes valeurs de t_i.

La durée des opérations est de $\{0, 1, 2, 3, 4, 5\}$ minutes mais l'ordre de réalisation est choisi de manière aléatoire.

4.4 Modélisation de la trajectoire

Le modèle de fatigue proposé nécessite la connaissance du couple Γ_{joint} exercé au niveau des articulations en mouvement. Nous supposons que le couple articulaire est fonction de l'angle θ, de la vitesse angulaire $\dot{\theta}$ et de l'accélération angulaire $\ddot{\theta}$, ainsi que des charges extérieures M_{load}. Les charges extérieurs étant supposées connues, il reste à évaluer l'évolution du triplet $\{\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta}\}$ au cours du mouvement.

Pour cela, nous utilisons un système de capture de mouvements af n de caractériser la trajectoire (évolution de l'angle, de la vitesse et de l'accélération angulaire) du bras ou de l'avant-bras selon l'expérimentation réalisée. Lors de l'opération les coordonnées de la main sont enregistrées. Le but est alors d'apporter une réponse sur le type de fonction d'interpolation pouvant être choisi af n de modéliser le mouvement. La modélisation réalisée à partir d'un participant permet ainsi de déf nir un prof l d'évolution du triplet $\{\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta}\}$ pour le cas général. Celle-ci nous permettra par la suite de modéliser l'évolution des efforts (couple) demandés au niveau de l'articulation (coude ou épaule) pour un mouvement déf ni.

À partir des données du système de capture de mouvements, nous obtenons des données décrivant la trajectoire de la main dans l'espace cartésien (x, y, z). Mais cette trajectoire ne peut pas être utilisée directement. En effet, nous souhaitons analyser la trajectoire dans l'espace articulaire. Nous avons donc besoin de traiter les données pour f nalement obtenir le couple au niveau de l'articulation étudiée (coude ou épaule). La f gure 4.4 représente un schéma expliquant les différentes étapes de calculs pour déterminer les couples articulaires en fonction des données issues du système de capture de mouvements. Chaque étape sera, par la suite, présentée en détail.

4.4.1 Calcul de l'évolution de l'angle, de la vitesse angulaire et de l'accélération angulaire à partir des données du système de capture de mouvements

De l'espace cartésien vers l'espace articulaire

Il est facile de décrire le mouvement d'un objet dans l'espace cartésien. Cependant, comme nous souhaitons calculer les couples au niveau de l'articulation, il est plus intéressant de travailler dans l'espace articulaire. Les données fournies par le logiciel ne peuvent pas être utilisées directement mais demandent une projection dans l'espace articulaire. Nous concentrons notre étude sur une seule articulation à la fois : le coude ou l'épaule. La trajectoire est donc un arc de cercle dont il faut déterminer le centre. Pour cela, nous utilisons une optimisation autour de l'équation du cercle et à partir de l'ensemble des points. Le centre de rotation étant déterminé, nous pouvons facilement spécif er un angle θ à partir des formules classiques du triangle (sinus, cosinus, tangente). La f gure 4.5 représente

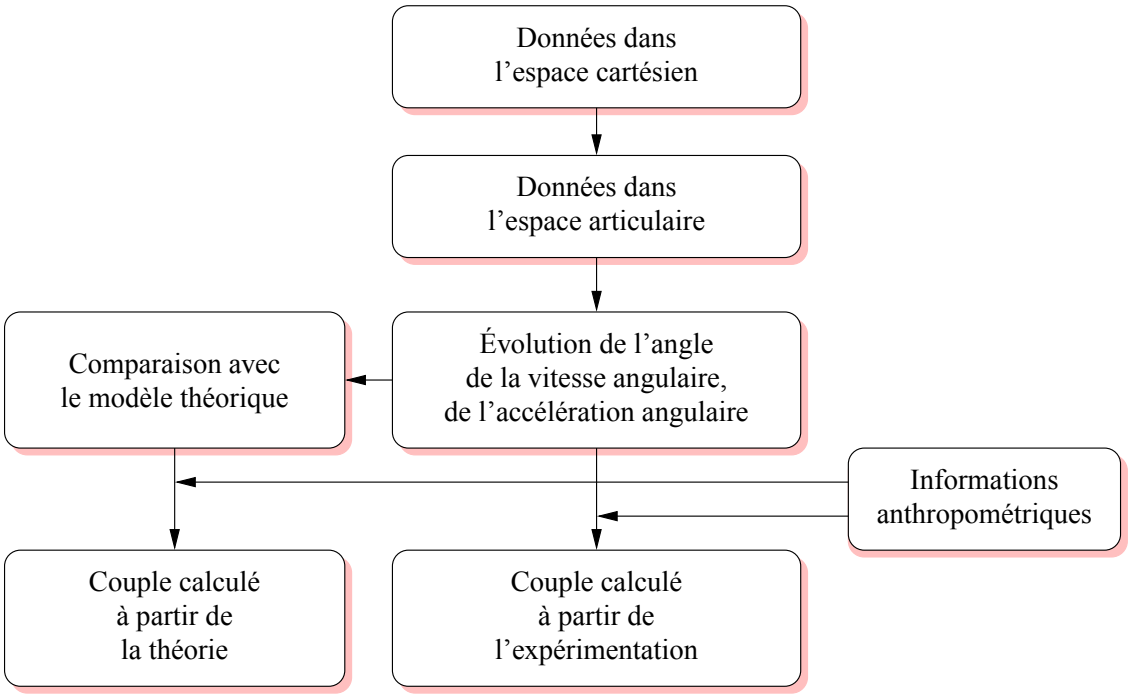
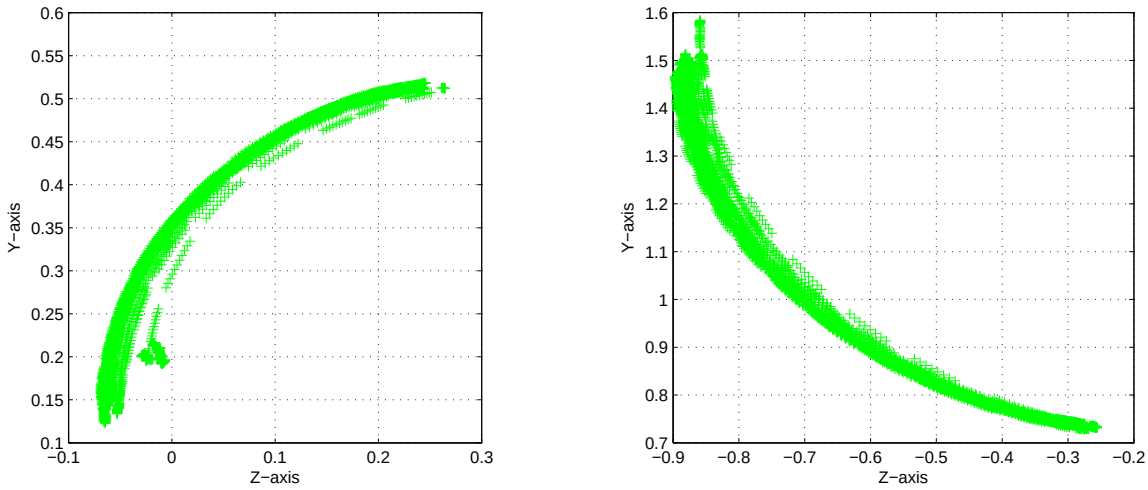


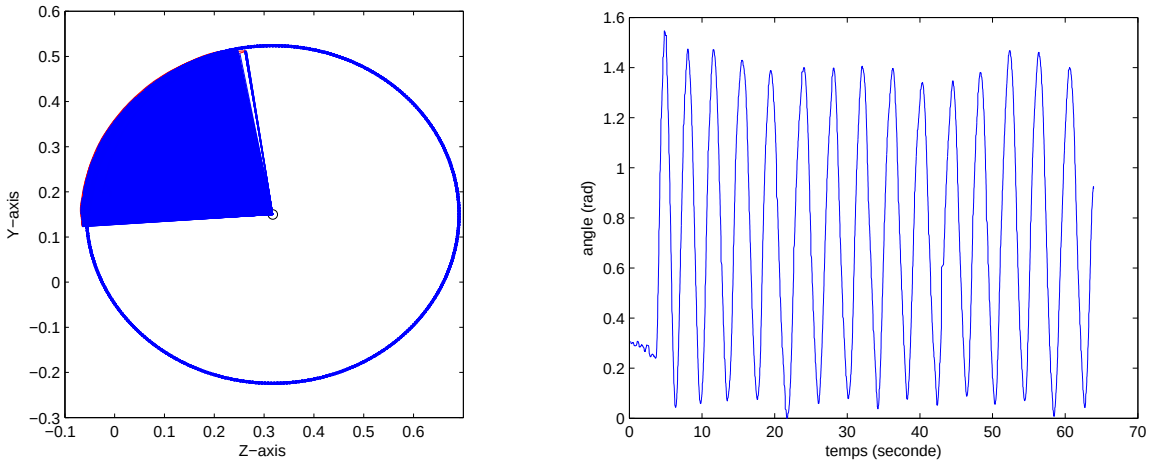
FIGURE 4.4 – Processus global de traitement des données acquises par le système de capture de mouvements

les points dans le plan déf ni en 2D pour les expérimentations sur les articulations du coude et de l'épaule. La f gure 4.6(a) présente le centre de rotation (articulation du coude) et le cercle sur lequel le point capturé (main+barre) effectue son mouvement. La f gure 4.6(b) représente la trajectoire du mouvement du coude dans l'espace articulaire. La f gure 4.7(a) présente le centre de rotation (articulation de l'épaule) et le cercle sur lequel le point capturé (main+barre) effectue son mouvement. La f gure 4.7(b) représente la trajectoire du mouvement de l'épaule dans l'espace articulaire.



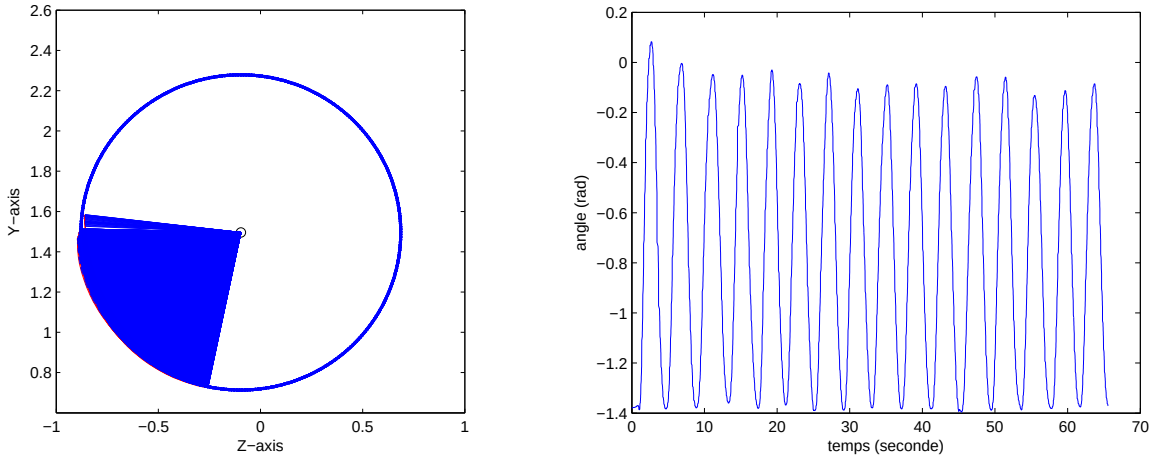
(a) Coude (b) Épaule

FIGURE 4.5 – Trajectoire du mouvement du coude et de l'épaule et représentation dans l'espace 2D



(a) Recherche du centre (b) Représentation de la trajectoire dans l'espace articulaire

FIGURE 4.6 – Transformation du mouvement de l'espace cartésien vers l'espace articulaire pour le coude



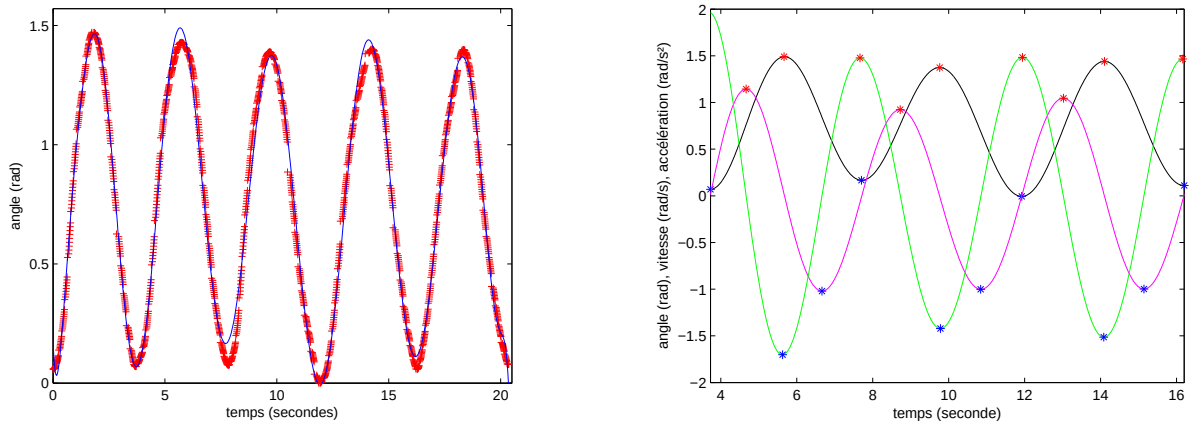
(a) Recherche du centre (b) Représentation de la trajectoire dans l'espace articulaire

FIGURE 4.7 – Transformation du mouvement de l'espace cartésien vers l'espace articulaire pour l'épaule

Évolution de l'angle, de la vitesse angulaire et de l'accélération angulaire

Lorsque nous avons accès à la description de la trajectoire dans l'espace articulaire, nous pouvons utiliser la méthode d'approximation polynomiale (fonction polyf t sous Matlab) af n d'obtenir une équation qui décrit l'évolution de l'angle θ en fonction du temps. Cette approximation permet d'avoir une représentation continue de la trajectoire et de lisser les imprécisions dues aux mesures. Ensuite, nous utilisons un opérateur de dérivation pour obtenir l'évolution de la vitesse angulaire $\dot{\theta}$, puis, par une seconde dérivation, l'évolution de l'accélération angulaire $\ddot{\theta}$. Les f gures 4.8 et 4.9 représentent l'évolution des positions angulaires, des vitesses angulaires ainsi que des accélérations angulaires

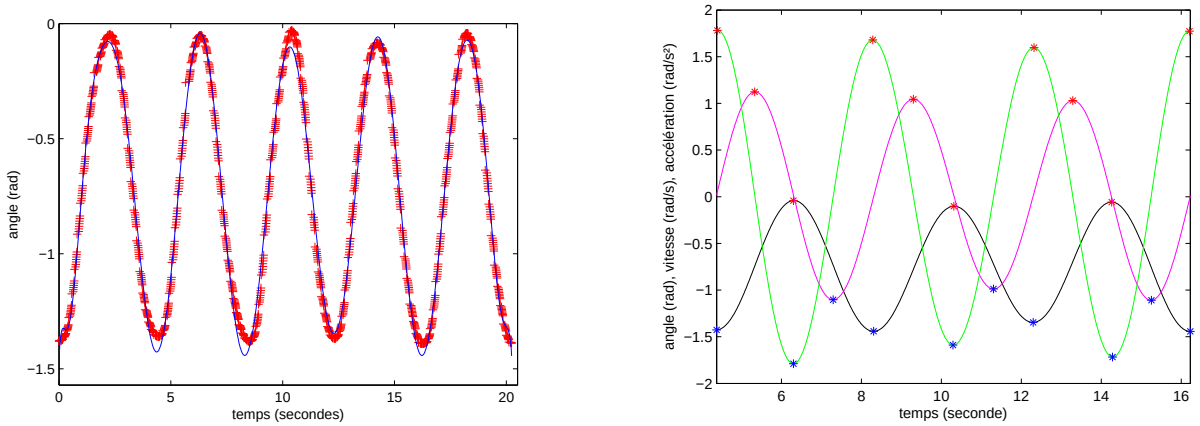
obtenues à partir de l'approximation polynomiale sur les données respectives pour le coude et pour l'épaule. Dans ce cas précis, le polynôme utilisé est de degré 18. Il n'est pas possible d'utiliser une décomposition en série de Fourier car l'amplitude et la fréquence ne sont pas constantes pour différents cycles du mouvement.



(a) Approximation polynomiale de l'angle (mesures : croix rouges, approximation : trait bleu)

(b) Angle (noir), vitesse angulaire (magenta), accélération angulaire (vert)

FIGURE 4.8 – Approximation de l'angle et calcul de la vitesse et de l'accélération angulaire pour le coude



(a) Approximation polynomiale de l'angle (mesures : croix rouges, approximation : trait bleu)

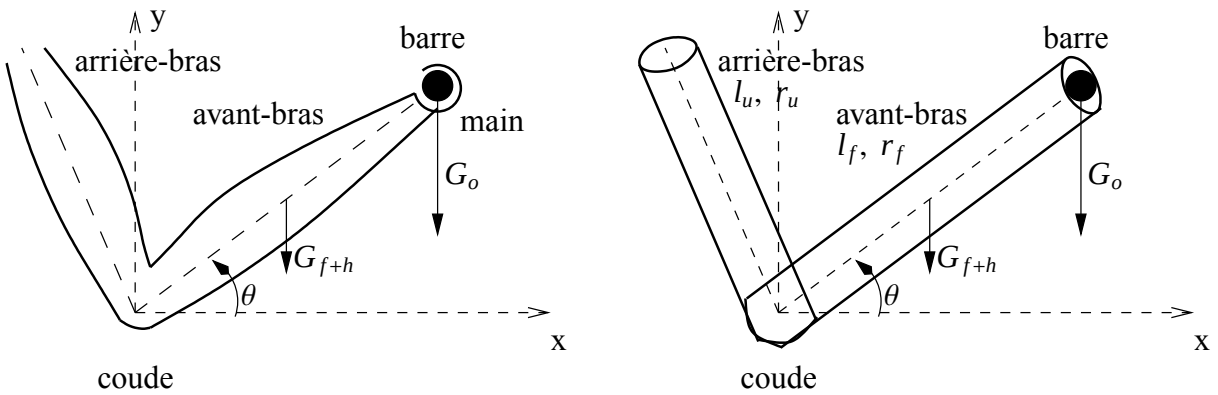
(b) Angle (noir), vitesse angulaire (magenta), accélération angulaire (vert)

FIGURE 4.9 – Approximation de l'angle et calcul de la vitesse et de l'accélération angulaire pour l'épaule

4.4.2 Calcul du couple articulaire à partir des données du système de capture de mouvements

Modélisation du bras

Notre étude se concentre sur des mouvements du coude ou de l'épaule. Pour chaque opération, la main tient fermement une charge externe (barre métallique de 3 kg). La f gure 4.10(a) présente une représentation schématique du bras.



(a) Représentation schématique du bras (b) Modélisation du bras

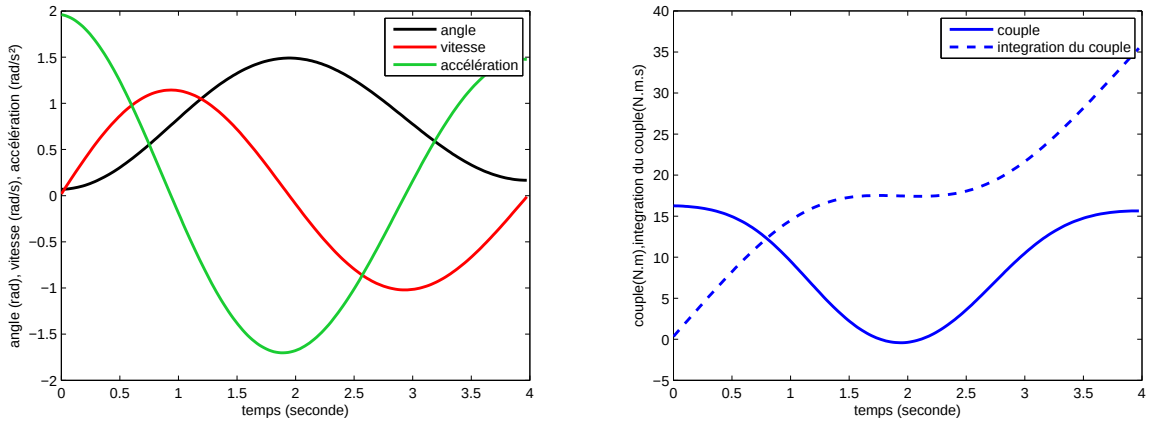
FIGURE 4.10 – Représentation schématique du bras et la simplif cation du bras

Si l'on suppose l'articulation du poignet rigide, nous pouvons considérer la main, l'avant-bras et l'arrière-bras comme un corps unique. La main est considérée contenue dans l'avant-bras. Nous modélisons ce corps par un cylindre de longueur h_f, de rayon r_f et de masse m_f pour l'avant-bras. Nous modélisons également l'arrière-bras par un cylindre de longueur h_u, de rayon r_u et de masse m_u. La charge externe constituée d'une barre métallique, est modélisée par une charge ponctuelle de masse $m_o = 3$ kg (le cylindre est tenu par le milieu) placée à l'extrémité de l'avant-bras. La f gure 4.10(b) représente le modèle considéré pour le calcul du couple articulaire.

Calcul du couple articulaire pour l'expérimentation sur le coude

Pour calculer le couple articulaire du coude, nous utilisons la méthode de Lagrange présentée en section 3.4. À partir de l'angle θ, de la vitesse angulaire $\dot{\theta}$ et de l'accélération angulaire $\ddot{\theta}$ au niveau de l'articulation (voir la f gure 4.8), nous pouvons calculer le couple nécessaire au mouvement. Le calcul pour l'articulation du coude a déjà été réalisé au chapitre 3, section 3.6.2. Nous rappelons la formule :

$$\Gamma_{coude} = \ddot{\theta}\left(\frac{1}{3}\cdot h_f^2\cdot m_f + h_f^2\cdot m_o + \frac{1}{4}\cdot r_f^2\cdot m_f\right) + \frac{1}{2}\cdot h_f\cdot g\cdot\cos(\theta)\cdot\left(m_f + 2m_o\right) \tag{4.1}$$



(a) évolution de l'angle, de la vitesse angulaire et de l'accélération angulaire

(b) évolution du couple et de l'intégration du couple

FIGURE 4.11 – Couple articulaire calculé du coude à partir des données fournies par le système de capture de mouvements

La f gure 4.11 présente l'évolution du couple au niveau du coude sur un cycle de mouvement. L'approximation polynomiale ne permet pas l'étude du premier et du dernier cycle (effets de bord). Seuls les trois cycles centraux sur les cinq cycles de départ peuvent être analysés.

Nous remarquons que sur un cycle, le couple articulaire est soit positif soit négatif.

Calcul du couple articulaire pour l'expérimentation sur l'épaule

De même que pour le coude, nous utilisons la méthode de Lagrange pour calculer le couple articulaire de l'épaule. À partir de l'angle θ, de la vitesse angulaire $\dot{\theta}$ et de l'accélération angulaire $\ddot{\theta}$ au niveau de l'articulation voir la f gure 4.9, nous pouvons calculer le couple nécessaire au mouvement de l'épaule.

$$\Gamma_i = \frac{d}{dt}\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial L}{\partial q_i}, \; i = 1, \ldots, n \tag{4.2}$$

Dans notre expérimentation, nous considérons le bras tendu lors du mouvement de l'épaule. Nous considérons donc le nombre de liaisons limité à 1. Le couple Γ est égal à

$$\Gamma = \frac{d}{dt}\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}} - \frac{\partial L}{\partial \theta} \tag{4.3}$$

avec $L = E - U$, E est l'énergie cinétique du système (arrière-bras, avant-bras, main, barre) et U est l'énergie potentielle du système. L'énergie cinématique s'exprime de la façon suivante

$$E = \frac{1}{2}\left(m_u \cdot v_{G_u}^T \cdot v_{G_u} + m_f \cdot v_{G_f}^T \cdot v_{G_f} + m_o \cdot v_{G_o}^T \cdot v_{G_o}\right) + \frac{1}{2}\left(I_u \cdot \omega_{G_u}^2 + I_f \cdot \omega_{G_f}^2 + I_o \cdot \omega_{G_o}^2\right) \tag{4.4}$$

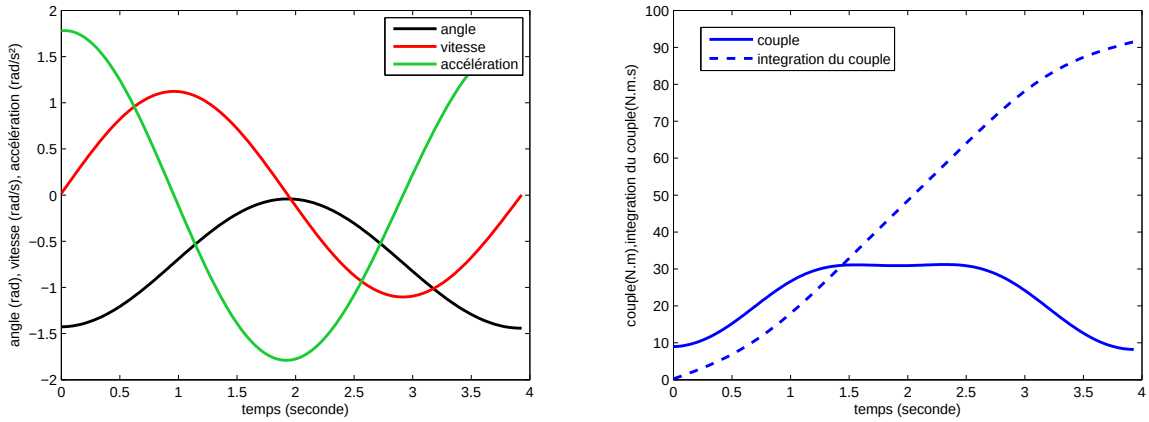
où G_u, G_f et G_o sont respectivement les centres de gravité de l'arrière-bras, l'avant-bras et de la charge externe. I_u et I_f sont respectivement l'inertie de l'arrière-bras et de l'avant-bras au centre de gravité. ω_{G_u}, ω_{G_f} et ω_{G_o} sont respectivement les vitesses angulaires de l'arrière-bras, de l'avant-bras et de la charge externe. L'énergie potentielle s'exprime de la façon suivante

$$U = m_u \cdot g \cdot \frac{h_u}{2} \cdot \sin(\theta) + m_f \cdot g \cdot \left(\frac{h_f}{2} + h_u\right) \cdot \sin(\theta) + m_o \cdot g \cdot (h_u + h_f) \cdot \sin(\theta) \tag{4.5}$$

où g est la constante de gravité ($g \approx 9.81$).

Après calcul des vitesses au centre de gravité et des inerties et en appliquant la formule (4.3), nous obtenons après simplif cation :

$$\Gamma_{\text{épaule}} = \ddot{\theta}\left[\left(\left(\frac{h_f}{2} + h_u\right)^2 + \frac{h_f^2}{12} + \frac{r_f^2}{4}\right) \cdot m_f + \left(\frac{h_u^2}{3} + \frac{r_u^2}{4}\right) \cdot m_u + \left(h_u + h_f\right)^2 \cdot m_o\right] + \frac{1}{2} \cdot g \cdot \cos(\theta) \cdot \left[m_f(h_f + 2 \cdot h_u) + m_u \cdot h_f + 2m_o \cdot (h_f + h_u)\right] \tag{4.6}$$



(a) évolution de l'angle, de la vitesse angulaire et de l'accélération angulaire

(b) évolution du couple et de l'intégration du couple

FIGURE 4.12 – Couple articulaire calculé de l'épaule à partir des données fournies par le système de capture de mouvements

La f gure 4.12 présente l'évolution du couple au niveau de l'épaule sur un cycle de mouvement. Pour cette trajectoire, le couple articulaire est strictement positif.

4.4.3 Comparaison entre la trajectoire capturée et les différents modèles théoriques de génération de trajectoires

Dans le domaine de la robotique, de nombreuses méthodes d'interpolation pour la génération de trajectoires existent. Nous présentons ici les principales méthodes. Pour chaque méthode, nous

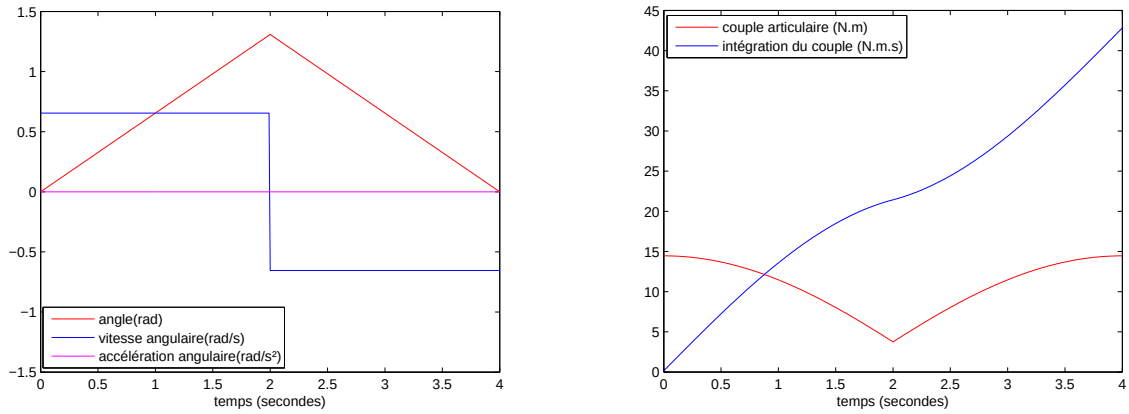
simulons un cycle de mouvement dynamique en considérant une position angulaire initiale $\theta_0 = 0$ degré, une position angulaire f nale $\theta_f = 90$ degrés et une durée de cycle $t_f = 4$ secondes. Le couple est calculé dans le cas du coude par l'équation (4.1).

Méthode par interpolation linéaire

Pour cette approximation, la trajectoire est décrite par une équation linéaire par rapport au temps. L'évolution de la position angulaire θ au cours du temps est donnée par :

$$\theta(t) = \theta_0 + \left(\frac{t}{t_f}\right) \cdot \left(\theta_f - \theta_0\right)$$

Dans ce cas, l'évolution de la position angulaire est continue mais pas celle de la vitesse angulaire. La f gure 4.13 représente l'évolution de la position angulaire, de la vitesse angulaire et de l'accélération angulaire.



(a) Évolution de l'angle, de la vitesse angulaire et de l'accélération angulaire

(b) Évolution du couple et de l'intégration du couple articulaire

FIGURE 4.13 – Modèle d'approximation par interpolation linéaire

Méthode par approximation polynomiale du 3ème ordre

Pour cette approximation, la trajectoire est décrite par un polynôme du 3ème ordre par rapport au temps. L'évolution de la position angulaire θ au cours du temps est donnée par :

$$\theta(t) = a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + a_3 t^3$$

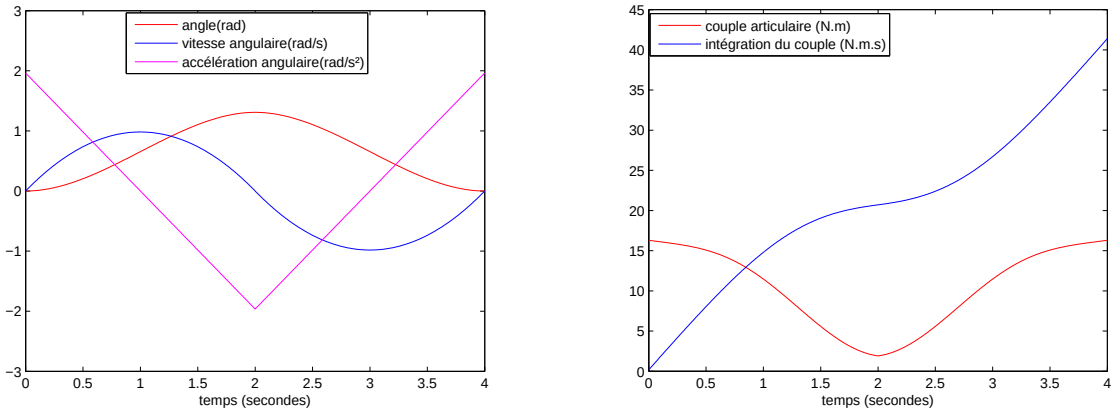
En considérant les conditions initiales et f nales en position et des vitesses et accélérations angulaires initiales et f nales nulles, la résolution du système donne comme fonction d'interpolation

$$r(t) = 3\left(\frac{t}{t_f}\right)^2 - 2\left(\frac{t}{t_f}\right)^3$$

avec

$$\theta(t) = \theta_0 + r(t) \cdot \left(\theta_f - \theta_0\right)$$

Dans ce cas, l'évolution de la position angulaire et de la vitesse angulaire sont continues mais pas celle de l'accélération angulaire. La f gure 4.14 représente l'évolution de la position angulaire, de la vitesse angulaire et de l'accélération angulaire.



(a) Évolution de l'angle, de la vitesse angulaire et de l'accélération angulaire

(b) Évolution du couple et de l'intégration du couple articulaire

FIGURE 4.14 – Modèle d'approximation polynomiale du 3ème ordre

Méthode par approximation polynomiale du 5ème ordre

Pour cette approximation, la trajectoire est décrite par un polynôme du 5ème par rapport au temps. L'évolution de la position angulaire θ au cours du temps est donnée par :

$$\theta(t) = a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + a_3 t^3 + a_4 t^4 + a_5 t^5$$

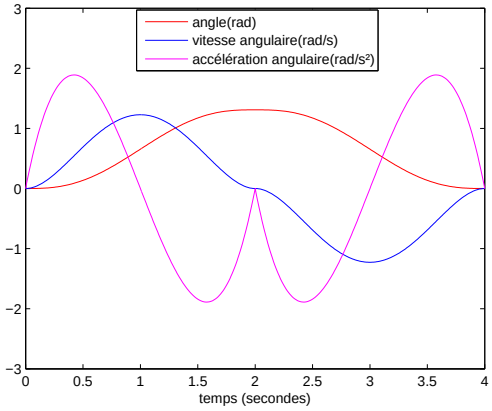
En considérant les conditions initiales et f nales en position et des vitesses et accélérations angulaires initiales et f nales nulles, la résolution du système donne comme fonction d'interpolation

$$r(t) = 10\left(\frac{t}{t_f}\right)^3 - 15\left(\frac{t}{t_f}\right)^4 + 6\left(\frac{t}{t_f}\right)^5$$

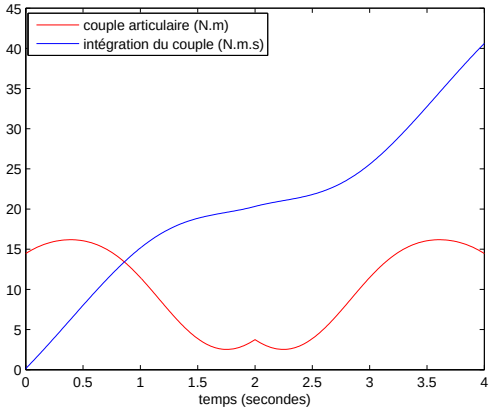
et

$$\theta(t) = \theta_0 + r(t) \cdot \left(\theta_f - \theta_0\right)$$

Dans ce cas, l'évolution de la position angulaire de même que la vitesse angulaire et l'accélération angulaire sont continues. La f gure 4.15 représente l'évolution de la position angulaire, de la vitesse angulaire et de l'accélération angulaire.



(a) Évolution de l'angle, de la vitesse angulaire et de l'accélération angulaire



(b) Évolution du couple et de l'intégration du couple articulaire

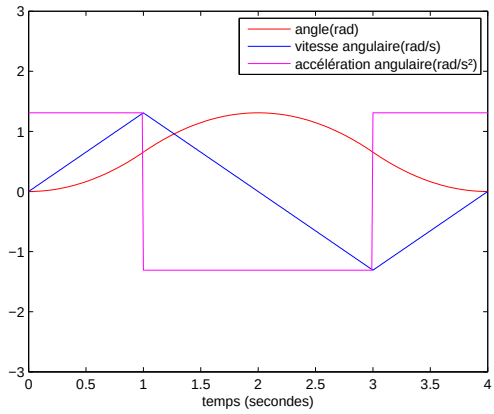
FIGURE 4.15 – Modèle d'approximation polynomiale du 5ème

Méthode par approximation d'un profil d'accélération de type "bang-bang"

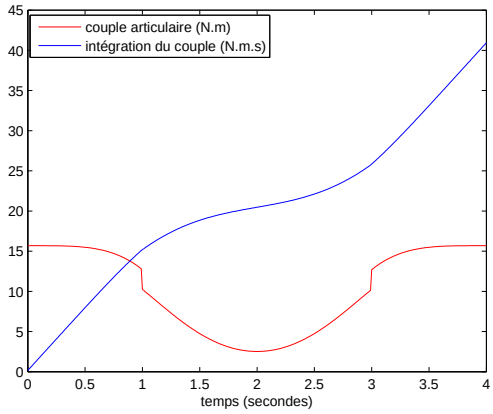
Pour cette approximation, le profl consiste en une phase d'accélération constante jusqu'à $t_f/2$ puis une phase de décélération constante jusqu'à l'instant t_f. l. L'évolution de la position angulaire θ au cours du temps est donnée par :

$$\begin{cases} \theta(t) = \theta_0 + 2\left(\dfrac{t}{t_f}\right)^2 \cdot \left(\theta_f - \theta_0\right) & \text{si } 0 \leq t \leq t_f/2 \\ \theta(t) = \theta_0 + \left[-1 + 4\left(\dfrac{t}{t_f}\right) - 2\left(\dfrac{t}{t_f}\right)^2\right] \cdot \left(\theta_f - \theta_0\right) & \text{si } t_f/2 \leq t \leq t_f \end{cases}$$

Dans ce cas, l'évolution de la position angulaire de même que la vitesse angulaire sont continues mais



(a) Évolution de l'angle, de la vitesse angulaire et de l'accélération angulaire



(b) Évolution du couple et de l'intégration du couple articulaire

FIGURE 4.16 – Modèle d'approximation par un profl de type "bang-bang"

pas celle de l'accélération angulaire. La f gure 4.16 représente l'évolution de la position angulaire, de la vitesse angulaire et de l'accélération angulaire.

Comparaison entre les modèles théoriques et les mesures provenant de l'expérimentation pour le coude

Nous utilisons le coefficient de corrélation intraclasse comme indice pour étudier la ressemblance entre le couple calculé à partir du système de capture de mouvement et les couples obtenus théoriquement. Ce coefficient, noté généralement ICC, est souvent utilisé pour mesurer les ressemblances entre deux modèles. Il s'exprime de la façon suivante

$$\mathrm{ICC} = \frac{\mathrm{MS}_{\mathrm{between}} - \mathrm{MS}_{\mathrm{within}}}{\mathrm{MS}_{\mathrm{between}} + (p-1)\,\mathrm{MS}_{\mathrm{within}}} \tag{4.7}$$

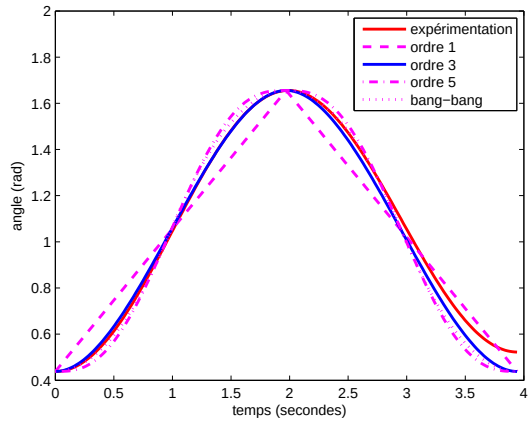
où $\mathrm{MS}_{\mathrm{between}}$ représente l'erreur quadratique moyenne entre les échantillons des deux modèles pour différentes valeurs de temps t, $\mathrm{MS}_{\mathrm{within}}$ représente l'erreur quadratique moyenne entre les valeurs d'angle (θ), de vitesse ($\dot{\theta}$), d'accélération ($\ddot{\theta}$), et de couple (Γ) de l'expérimentation et des modèles de génération de la trajectoire en fonction de t. Dans notre cas, nous comparons les mesures provenant de l'expérimentation avec les autres modèles une par une, donc $p = 2$. Plus l'ICC est proche de 1, plus les modèles sont semblables.

La f gure 4.17 représente une comparaison des résultats obtenus à partir des données provenant du système de capture de mouvements avec les différents modèles cités ci-dessus. Le tableau 4.1 résume les valeurs des coefficients de corrélation intra-classe entre les mesures et les différents modèles. La valeur moyenne est calculée sur l'ensemble des coefficients obtenus pour l'angle, la vitesse angulaire, l'accélération angulaire et le couple.

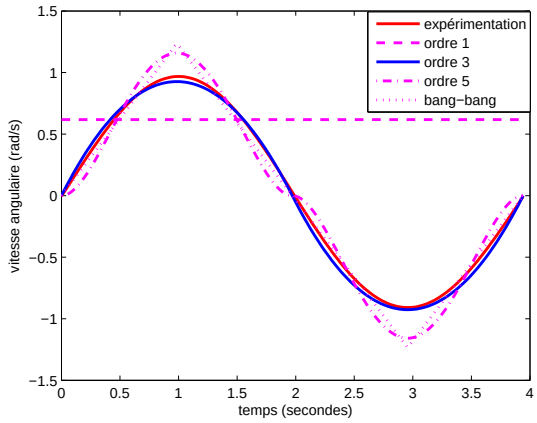
Modèle	Corrélation intra-classe modèle/mesures du coude				
	θ	$\dot{\theta}$	$\ddot{\theta}$	Γ	Moyenne
Interpolation polynomiale du 1er	0.9750	0.8953	0.0025	0.9315	0.7011
Interpolation polynomiale du 3ème	0.9961	0.9983	0.9910	0.9976	0.9957
Interpolation polynomiale du 5ème	0.9908	0.9824	0.8770	0.9874	0.9594
Interpolation de type bang-bang	0.9937	0.9896	0.8894	0.9874	0.9650

Tableau 4.1 – Corrélation intra-classe entre les mesures expérimentales du coude et les modèles théoriques de génération de trajectoires en robotique (angle θ, vitesse $\dot{\theta}$, accélération $\ddot{\theta}$, couple Γ)

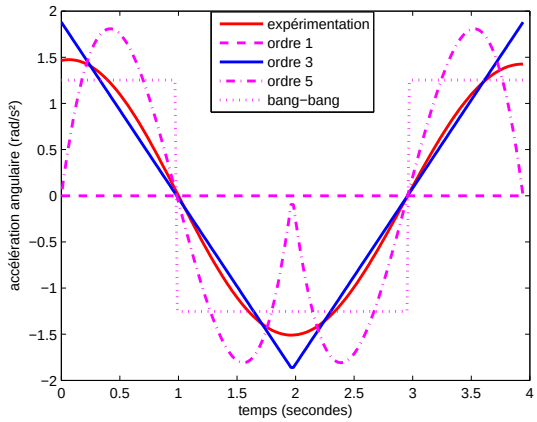
Dans ce cas, l'interpolation polynomiale du 3ème ordre semble la plus appropriée pour modéliser le mouvement. Les mouvements d'autres participants ont été étudiés (non présentés ici) et leur analyse conf rme cette proposition.



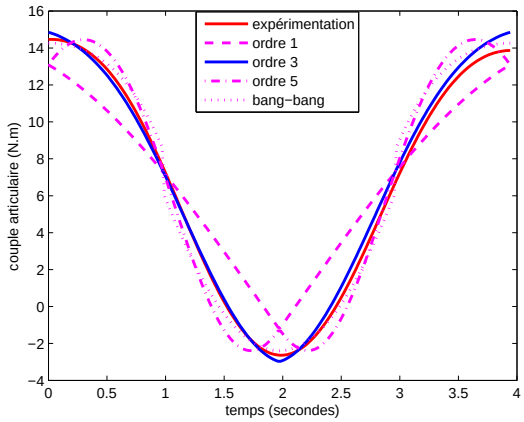
(a) Comparaison de l'angle venant de l'expérimentation avec des modèles de génération de trajectoires différentes



(b) Comparaison de la vitesse venant de l'expérimentation avec des modèles de génération de trajectoires différentes



(c) Comparaison de l'accélération venant de l'expérimentation avec des modèles de trajectoire différentes



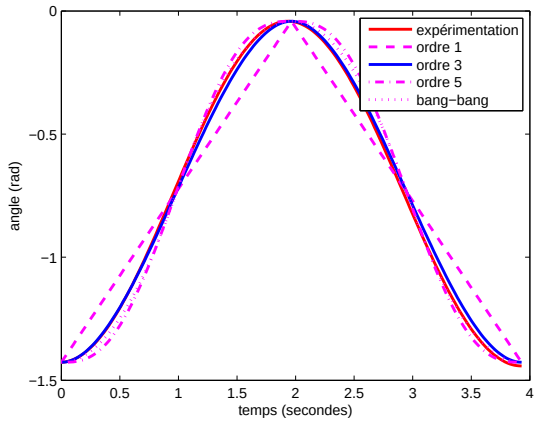
(d) Comparaison du couple venant de l'expérimentation avec des modèles de génération de trajectoires différentes

FIGURE 4.17 – Comparaison entre l'expérimentation et les générateurs de trajectoires pour la position, la vitesse, et l'accélération angulaire ainsi que le couple articulaire du coude

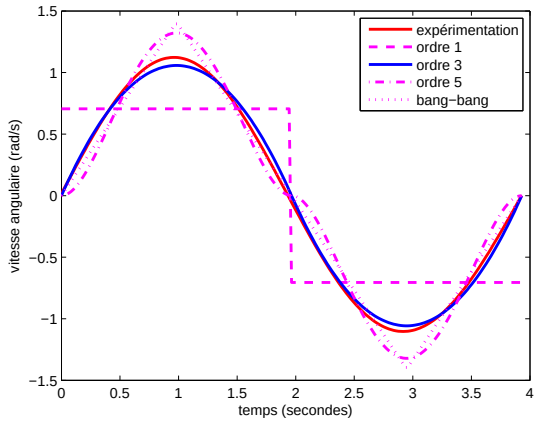
Comparaison entre les modèles théoriques et les mesures provenant de l'expérimentation pour l'épaule

Nous utilisons la même méthode de comparaison pour l'expérimentation dédiée à l'articulation de l'épaule. La f gure 4.18 représente une comparaison des résultats obtenus à partir des données provenant du système de capture de mouvements avec les différents modèles cités ci-dessus. Le tableau 4.2 résume les valeurs des coefficients de corrélation intra-classe entre les mesures et les différents modèles. La valeur moyenne est calculée sur l'ensemble des coefficients obtenus pour l'angle, la vitesse angulaire, l'accélération angulaire et le couple.

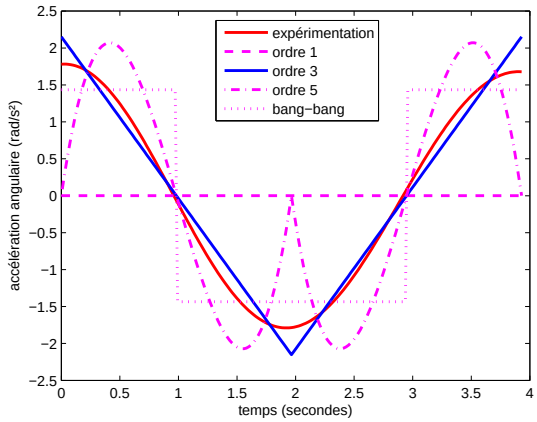
Dans ce cas, l'interpolation polynomiale du 3ème ordre semble également la plus appropriée pour modéliser le mouvement.



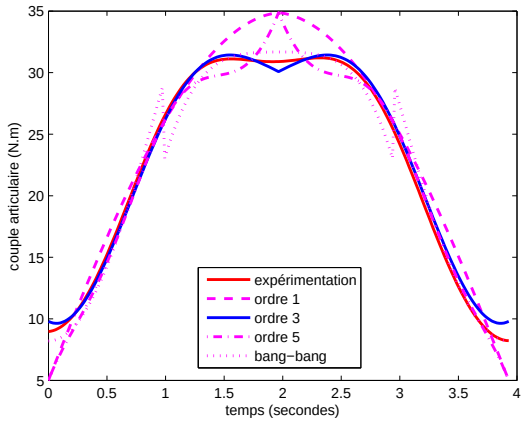
(a) Comparaison de l'angle venant de l'expérimentation avec des modèles de générations de trajectoires différentes



(b) Comparaison de la vitesse venant de l'expérimentation avec des modèles de générations de trajectoires différentes



(c) Comparaison de l'accélération venant de l'expérimentation avec des modèles de génération detrajectoires différentes



(d) Comparaison du couple venant de l'expérimentation avec des modèles de génération de trajectoires différentes

FIGURE 4.18 – Comparaison entre l'expérimentation et les générateurs de trajectoires pour la position, la vitesse, et l'accélération angulaire ainsi que le couple articulaire de l'épaule

4.4.4 Discussion

À partir des données issues du système de capture de mouvements, nous avons expliqué comment déterminer la trajectoire (position, vitesse, accélération angulaire) dans l'espace articulaire dans le but de calculer le couple exercé au niveau de l'articulation du coude et de l'épaule. Nous avons alors comparé la trajectoire obtenue aux différents modèles de trajectoire proposés dans le domaine de la robotique (linéaire, polynomiale du 3ème ou 5ème et accélération de type "bang-bang"). Cette comparaison a été réalisée en utilisant le coefficient de corrélation intra-classe (ICC) permettant de comparer deux modèles.

Modèle	Intra-classe corrélation modèle/mesures de l'épaule				
	θ	$\dot{\theta}$	$\ddot{\theta}$	Γ	Moyenne
Interpolation polynomiale du 1er	0.9713	0.8936	0.0026	0.9765	0.7110
Interpolation polynomiale du 3ème	0.9989	0.9984	0.9910	0.9977	0.9965
Interpolation polynomiale du 5ème	0.9962	0.9855	0.8810	0.9904	0.9633
Interpolation de type bang-bang	0.9980	0.9915	0.8932	0.9907	0.9684

TABLEAU 4.2 – Corrélation intra-classe entre les mesures expérimentales de l'épaule et les modèles théoriques de génération de trajectoires en robotique (angle θ, vitesse $\dot{\theta}$, accélération $\ddot{\theta}$, couple Γ)

Les résultats, présentés dans les f gures 4.11 (coude) et 4.12 (épaule) et dans les tableaux 4.1 et 4.2, montrent une valeur de corrélation la plus proche de 1 pour l'interpolation polynomiale du 3ème ordre. Cette remarque est conf rmée sur plusieurs participants et pour les deux articulations du coude et de l'épaule. Dans la suite de l'étude, nous supposerons une trajectoire modélisée par une interpolation polynomiale du 3ème ordre. Les efforts dynamiques Γ_{joint} seront donc évalués en utilisant un générateur de trajectoire basé sur cette approximation.

4.5 Première validation du modèle de fatigue et identification du paramètre k

L'objectif de cette section est de réaliser une première validation de notre modèle de fatigue sur un petit ensemble de participants. Nous voulons également identif er les valeurs possibles du paramètre de fatigue k. Cette évaluation est réalisée pour les articulations du coude et de l'épaule. Cette validation passe par un ensemble de traitements représentés à la f gure 4.19.

Comme décrit à la section 4.3, la force maximale pouvant être générée après différents temps t_i d'opération est mesurée à l'aide d'un dynamomètre. À partir des informations anthropométriques, nous pouvons connaître la longueur du bras et de la main du participant et ainsi évaluer la capacité de l'articulation à générer un couple, Γ_{cem}. L'information obtenue permet de valider le modèle (comparaison de la décroissance mesurée et modélisée) et d'évaluer par la même occasion le paramètre de fatigue k (par identif cation). Le couple Γ_{joint} intervenant dans le modèle de fatigue est modélisé par un modèle polynomial du troisième ordre (voir section 4.4). Deux expérimentations ont été effectuées : une pour identif er le paramètre de fatigue du coude, et une autre pour identif er le paramètre de fatigue de l'épaule. Dans le cas du coude, nous avons également réalisé l'expérimentation pour deux périodes distinctes (2 et 4 secondes pour chaque aller-retour). Nous détaillons dans la suite les

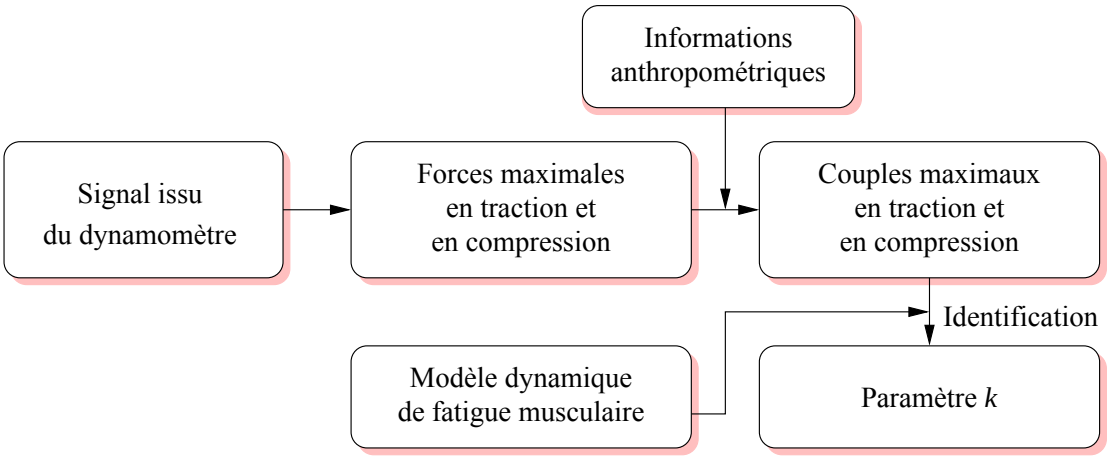


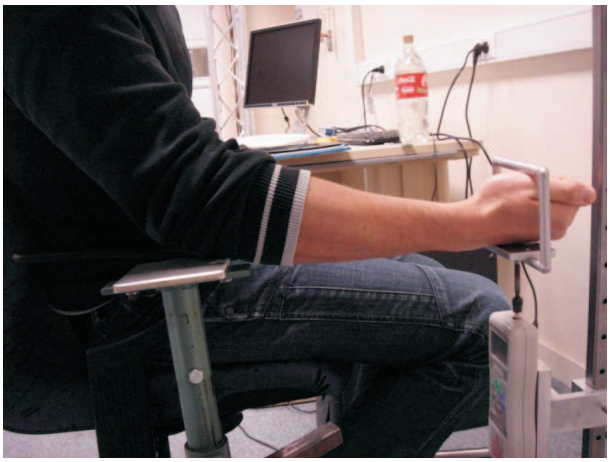
FIGURE 4.19 – Processus global de traitement des données acquises par le dynamomètre

traitements de données effectués.

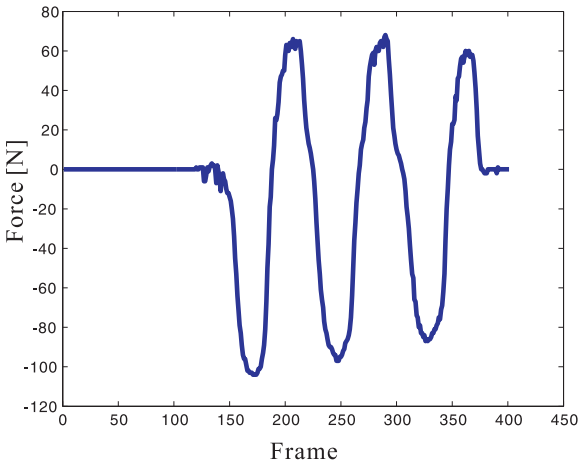
4.5.1 Mesure et extraction des efforts produits par les participants

Le participant prend une barre et réalise l'opération demandée (levée et descente de l'avant-bras pour le coude, ou du bras pour l'épaule) en tenant la barre dans la main. Après avoir effectué l'opération pendant t_i unités de temps, la force maximale (MVC) pouvant être exercée par le groupe de muscles considéré est mesurée à l'aide d'un dynamomètre. Le dynamomètre est relié à un ordinateur. Nous enregistrons la force maximale de traction et de compression. Pour améliorer la précision de la mesure de la force, nous demandons à chaque participant d'exercer un ensemble de compressions et de tractions sur le dispositif de mesure de la force. Nous f xons le nombre de tractions/compressions consécutives à 3. Chaque traction et compression dure environ 3 secondes.

La f gure 4.20(a) représente la position du participant pendant la phase de mesure (ici l'opération considérée est celle du coude) ainsi que le dispositif mis en place. La f gure 4.20(b) représente le signal provenant du dynamomètre, obtenu pour un participant. La première mesure est une action de compression (valeur négative). Nous relevons la valeur du pic inférieur. Puis, nous avons une mesure de traction. Nous relevons la valeur du pic supérieur. Nous faisons de même pour les 3 mesures de compression et de traction. Nous en déduisons une valeur moyenne de compression et une valeur moyenne de traction. Dans le cas de l'expérience présentée, nous obtenons des valeurs moyennes (en newton, N) en compression et en traction. Connaissant la longueur de l'avant-bras et du bras du participant, nous pouvons déterminer le couple au niveau de l'articulation considérée (exprimée en N.m).



(a) Position du participant pendant la phase de mesure de la force maximale



(b) Signal d'une mesure de la force provenant du dynamomètre

FIGURE 4.20 – Mesure de la force maximale de traction et de compression

4.5.2 Validation du modèle de fatigue et identification du paramètre k pour le coude dans le cas d'une opération périodique de 4 secondes

Opération et mesure

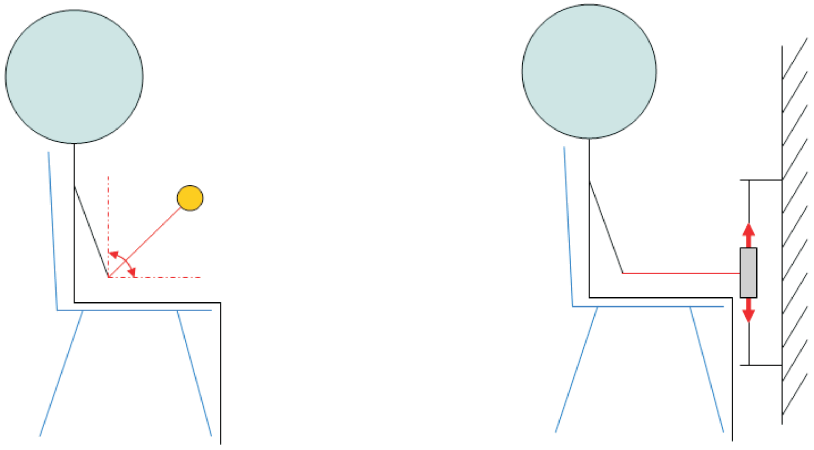
La f gure 4.21(a) explique le mouvement dynamique. La période de ce mouvement est de 4 secondes. La f gure 4.22 montre l'évolution de l'angle, de la vitesse angulaire, de l'accélération angulaire et du couple articulaire pour une période d'opération. Après cela, la force maximale de traction et de compression générée par le bras va être mesurée pour le participant. La f gure 4.21(b) explique le processus de mesure.

Ensemble des participants de l'expérimentation

Pour valider le modèle de fatigue et identif er le paramètre de fatigue k, nous réalisons l'expérience présentée ci-dessus pour un ensemble de 3 participants. Cette expérimentation n'est qu'une première évaluation de la fatigue et devra être réalisée dans l'avenir pour un ensemble plus important de participants af n de valider complètement le modèle. Les informations anthropométriques sur les participants sont données dans le tableau 4.3.

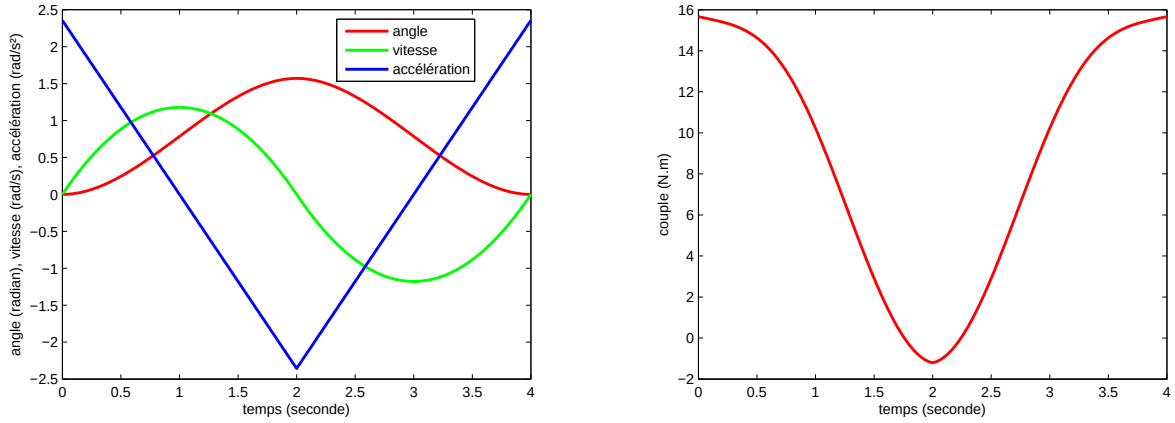
Résultats de l'expérimentation

La f gure 4.23 représente les mesures des forces de traction maximale et de compression maximale extraites des mesures pour les 3 participants. La courbe rouge représente la valeur moyenne de la compression et la traction pour les 3 participants respectivement.



(a) Mouvement de l'avant-bras (b) Force mesurée

FIGURE 4.21 – Opération du mouvement pour une période T = 4 secondes et la mesure de la force de traction et de compression de l'avant-bras

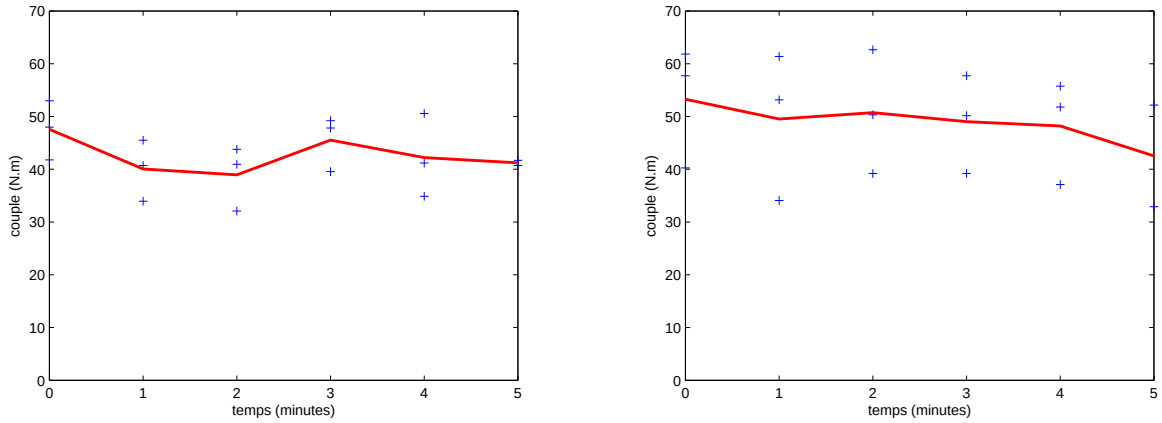


(a) Évolution de l'angle, de la vitesse angulaire et de l'accélération angulaire (b) Évolution du couple

FIGURE 4.22 – L'évolution de l'angle, de la vitesse angulaire et de l'accélération angulaire et le couple dans le mouvement pour une période T = 4 secondes

Participants	Sexe	Taille (m)	Poids (Kg)
1	Masculin	1.75	90
2	Masculin	1.85	90
3	Masculin	1.75	75

TABLEAU 4.3 – Paramètres anthropométriques des participants



(a) Traction (b) Compression

FIGURE 4.23 – Évolution du couple pour différents temps de travail

Participant	$\Gamma_{cem}[N \cdot m]$	Durées des opérations					
		0 min	1 min	2 min	3 min	4 min	5 min
1	Traction	52.97	33.95	32.08	47.83	34.88	40.72
	Compression	40.25	34.07	39.20	39.20	37.10	32.90
	Moyenne	46.61	34.01	35.64	43.52	35.99	36.81
2	Traction	47.98	45.51	43.78	49.21	50.57	41.69
	Compression	57.72	53.16	50.32	57.72	55.75	52.17
	Moyenne	52.85	49.34	47.05	53.47	53.16	46.93
3	Traction	41.77	40.72	40.95	39.55	41.18	-
	Compression	61.83	61.37	62.65	50.17	51.80	-
	Moyenne	51.80	51.05	51.80	44.86	46.49	-

TABLEAU 4.4 – La capacité maximale en traction et en compression du coude

À partir des mesures expérimentales, nous obtenons les capacités maximales en effort du coude en traction et en compression pour chaque participant. Nous pouvons voir la tendance de Γ_{cem} du coude. Pour identif er la capacité du coude, nous utilisons le valeur moyenne de la traction et de la compression. La capacité maximale de l'articulation à générer un couple de Γ_{MVC} lorsque le muscle est reposé ($\Gamma_{\text{cem}}(0)$) est, en théorie, plus grande que les valeurs de Γ_{cem} obtenues après une durée d'opération ($t \in 1, 2, 3, 4, 5$ minutes). Cependant, lors de l'expérimentation, la valeur mesurée pour Γ_{MVC} est parfois plus petite que celle mesurée pour $\Gamma_{\text{cem}}(t), t > 0$. Ce phénomène peut s'expliquer par un temps d'échauffement du muscle permettant de générer un couple plus important après une durée

d'opération. Dans la suite (et pour l'identification du paramètre de fatigue k), nous prendrons donc comme valeur de Γ_{MVC}, la valeur maximale mesurée ($\Gamma_{\text{MVC}} = \max \Gamma_{\text{cem}}$). Le tableau 4.4 résume ces résultats en prenant en compte la valeur corrigée pour Γ_{MVC}.

Identification du paramètre de fatigue k au niveau articulation du coude

Le but de cette section est d'identifier le paramètre de fatigue k du coude intervenant dans le modèle dynamique de fatigue présenté en section 3. Les capacités en traction et en compression du coude d'un humain sont différentes. Pour identifier le paramètre de fatigue k au niveau du coude, nous utilisons la valeur moyenne entre la valeur en traction et la valeur en compression pour représenter la capacité de l'articulation du coude. Basé sur cette hypothèse, nous identifions le paramètre de fatigue k du coude.

Nous supposons que le paramètre de fatigue k est une constante, mais dépend de l'individu. Nous rappelons le modèle dynamique de fatigue musculaire proposé :

$$\Gamma_{\text{cem}}(t) = \Gamma_{\text{MVC}} \cdot e^{-\frac{k}{\Gamma_{\text{MVC}}} \int_0^t \Gamma(\theta(u),\dot{\theta}(u),\ddot{\theta}(u),M_{\text{load}})du}$$

Comme nous supposons que le paramètre k est une constante, nous pouvons extraire la valeur de k de l'équation précédente.

$$k = -\ln\left(\frac{\Gamma_{\text{cem}}(t)}{\Gamma_{\text{MVC}}}\right) \cdot \frac{\Gamma_{\text{MVC}}}{\int_0^t \Gamma(\theta(u), \dot{\theta}(u), \ddot{\theta}(u), M_{\text{load}})du} \tag{4.8}$$

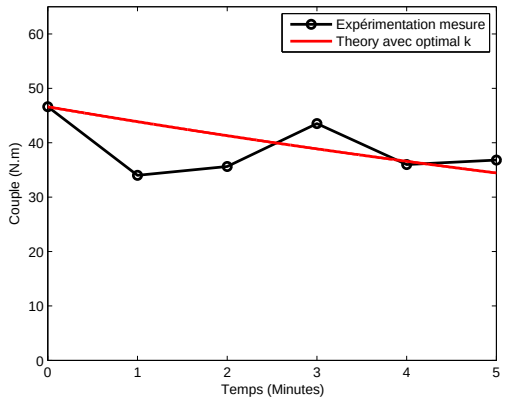
Les valeurs de Γ_{cem} et de Γ_{MVC} proviennent de l'expérimentation. $\Gamma_{\text{cem}}(t)$ est la valeur moyenne entre la valeur mesurée en compression maximale et la valeur mesurée en traction maximale. Cette valeur est définie pour $t \in (1, 2, 3, 4, 5)$ minutes (temps d'opération réalisés). Γ_{MVC} est la capacité du coude mesurée avant le mouvement. Elle est égale à $\Gamma_{\text{cem}}(0)$. Pour la partie $\Gamma(\theta(t), \dot{\theta}(t), \ddot{\theta}(t), M_{\text{load}})$, nous ne pouvons pas mesurer le couple exercé au niveau du coude pendant le mouvement. Cependant, nous avons expliqué en section 4.4 comment déterminer l'évolution du couple en utilisant une fonction d'interpolation du 3ème ordre de la trajectoire. Nous spécifions les conditions de l'expérience : position angulaire initiale ($\theta_0 = 0$ degré) et finale ($\theta_f = 90$ degrés) ainsi que la période du mouvement ($T = 4$ secondes). Nous demandons au participant sa taille et son poids afin de calculer les différents paramètres anthropométriques du bras. À partir de ces données nous générons le modèle de trajectoire et évaluons le couple devant être généré pendant l'opération $\Gamma(\theta(t), \dot{\theta}(t), \ddot{\theta}(t), M_{\text{load}})$. L'intégrale est calculée de façon numérique par la méthode de Riemann.

Le tableau 4.5 résume les valeurs du paramètre de fatigue k calculé pour $t \in (1, 2, 3, 4, 5)$ minutes et pour chaque participant. Le paramètre de fatigue k est supposé en théorie constant. Cependant, à cause des erreurs subjectives (force générée supposé maximale pour le participant mais non maximale

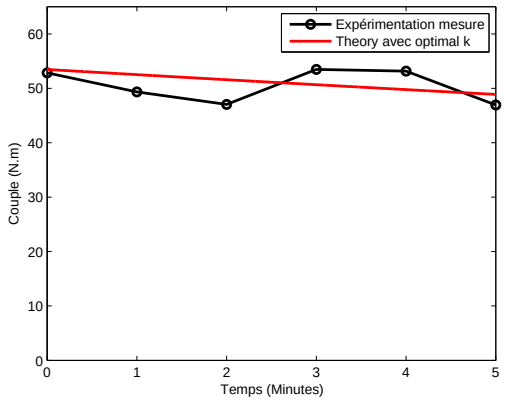
en réalité) et objectives (imprécision des mesures), les estimations du paramètre k pour les différents temps d'opération ne sont pas identiques. Nous utilisons une méthode des moindres carrés permettant une minimisation de l'erreur quadratique moyenne (mesure/modèle) af n de déterminer une valeur de k "optimale".

Participant	Valeur du paramètres k (min^{-1})					
	1 min	2 min	3 min	4 min	5 min	Optimale
1	1.71	0.73	0.12	0.35	0.26	0.33
2	0.47	0.38	0	0.01	0.15	0.11
3	0.09	0	0.30	0.17	-	0.18

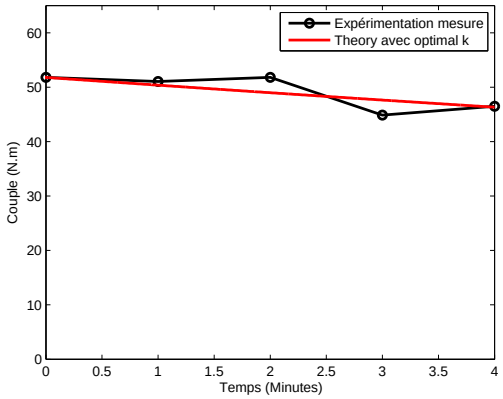
TABLEAU 4.5 – Le paramètre de fatigue k au niveau du coude pour chaque sujet de l'expérimentation



(a) Sujet 1



(b) Sujet 2



(c) Sujet 3

FIGURE 4.24 – Mesures expérimentales et courbe de fatigue théorique

La f gure 4.24 représente l'ensemble des mesures de Γ_{cem} et le modèle de fatigue déf ni par le

paramètre k dont la valeur est choisie “optimale”.

Identification du paramètre de fatigue k au niveau groupe de muscles

La définition du rôle de chaque muscle dans le corps humain est complexe. Pour simplifier le problème, le modèle dynamique de fatigue que nous proposons est exprimé au niveau des articulations. Dans le domaine de la robotique, une articulation est généralement contrôlée par un moteur générant des couples positifs ou négatifs pour réaliser le mouvement de rotation demandé. Nous voulons étendre notre modèle dynamique de la fatigue au niveau du groupe de muscles. Nous supposons qu'il existe deux groupes de muscles pour contrôler une articulation : groupe de muscles agonistes et groupe de muscles antagonistes. Lors d'un mouvement, les deux groupes de muscles sont utilisés, mais l'action du poids sur chaque groupe de muscles est différent. Nous ne prenons pas en compte dans cette étude l'effet de la coactivation musculaire Pontonnier et Dumont (2010) et supposons que chaque groupe de muscles agit séparément (flexion ou extension du coude). Nous décomposons alors le couple en deux parties : Γ^+, partie positive de Γ_{joint}, et Γ^-, partie négative de Γ_{joint}. Nous supposons que Γ^+ est généré par le groupe de muscles agonistes et que Γ^- est généré par le groupe de muscles antagonistes. La figure 4.25 représente le couple devant être généré par l'ensemble des muscles et sépare l'action de chaque groupe de muscles (agonistes et antagonistes) durant un cycle de mouvement.

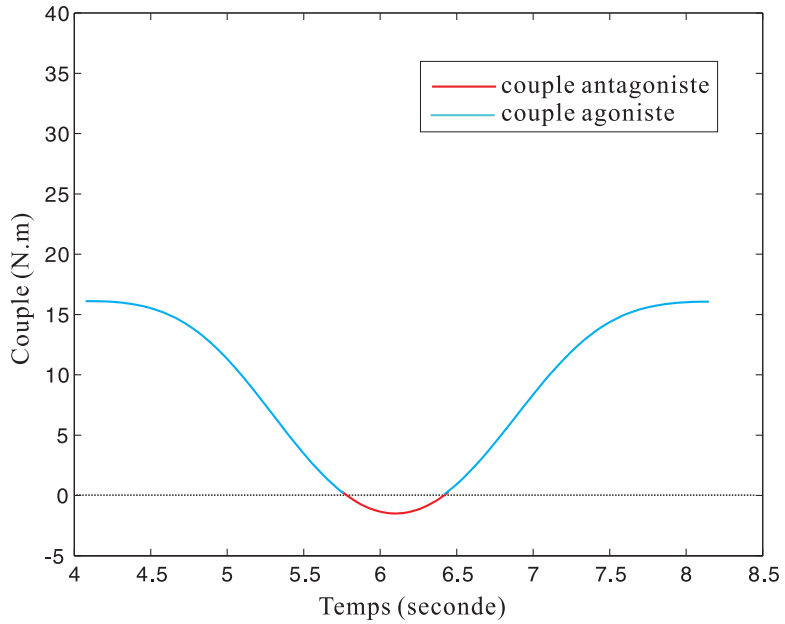


FIGURE 4.25 – Couple articulaire associé à groupe de muscles

Nous pouvons remarquer que le groupe de muscles agonistes doit générer plus d'effort que le groupe de muscles antagonistes. Ceci s'explique par les effets de la gravité sur l'ensemble des corps

en mouvements (avant-bras, main, barre) qui entraîne le groupe de muscles agonistes à contrôler la descente et à effectuer la montée. Si nous changeons l'angle et/ou la vitesse du mouvement, le couple et les parties correspondantes aux deux groupes de muscles sont modif és.

Si nous supposons que la compression correspond au groupe de muscles agonistes et la traction correspond au groupe de muscles antagonistes, l'équation 4.8 peut être décomposée de la façon suivante.

$$k_{agoniste} = -\ln\left(\frac{\Gamma_{\text{cem}}^{\text{compression}}(t)}{\Gamma_{\text{MVC}}^{\text{compression}}}\right) \cdot \frac{\Gamma_{\text{MVC}}^{\text{compression}}}{\int_0^t \Gamma^+(\theta(u), \dot{\theta}(u), \ddot{\theta}(u), M_{\text{load}})du} \tag{4.9}$$

$$k_{antagoniste} = -\ln\left(\frac{\Gamma_{\text{cem}}^{\text{traction}}(t)}{\Gamma_{\text{MVC}}^{\text{traction}}}\right) \cdot \frac{\Gamma_{\text{MVC}}^{\text{traction}}}{\int_0^t \Gamma^-(\theta(u), \dot{\theta}(u), \ddot{\theta}(u), M_{\text{load}})du} \tag{4.10}$$

Pour identif er le paramètre de fatigue k du groupe de muscles, nous avons besoin du changement du mouvement plus précisément pour identif er le couple positif et négatif.

4.5.3 Validation du modèle de fatigue et identification du paramètre k pour le coude dans le cas d'une opération périodique de 2 secondes

Nous supposons que la fatigue dynamique est affectée par l'angle, la vitesse, l'accélération, déf nis pour le mouvement. Nous voulons donc tester comment la fatigue du coude va évoluer lorsque nous modif ons la vitesse du mouvement. Dans l'expérimentation ci-dessus, nous avons demandé au participant de réaliser l'opération avec une période de 4 secondes. Dans cette nouvelle expérimentation, nous voulons connaître la fatigue du coude pour une opération de période égale à 2 secondes. La vitesse du mouvement est donc 2 fois plus grande que celle de l'expérimentation précédente.

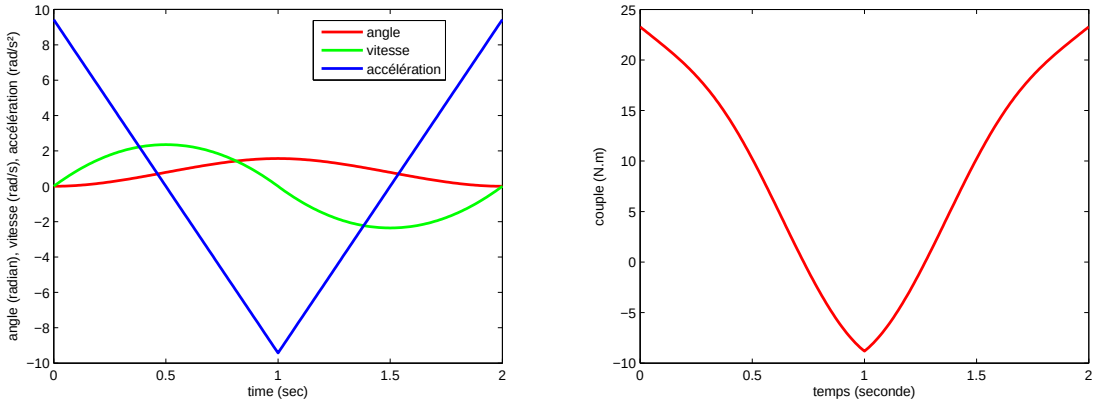
Opération et mesure

Pour cette expérimentation, le principe est le même que celui présenté en section 4.5.2 (voir f gures 4.21(a) et 4.21(b)). La seule différence est la modif cation de la vitesse du mouvement.

La f gure 4.26 montre l'évolution de l'angle, de la vitesse angulaire, de l'accélération angulaire et du couple exercé au niveau du coude pour une période d'opération. Cette évolution est calculée, comme précédemment, à partir d'une interpolation polynomiale du 3ème ordre de la trajectoire. De même que pour la précédente expérimentation, après chaque durée d'opération, les forces maximales de traction et de compression pouvant être générées par l'articulation du coude sont mesurées.

Ensemble des participants à l'expérimentation

Pour valider le modèle de fatigue et identif er le paramètre de fatigue k, nous réalisons l'expérience présentée ci-dessus pour un ensemble de 5 participants (ces participants ne sont pas les mêmes que



(a) Évolution de l'angle, de la vitesse angulaire et de l'accélération angulaire

(b) Évolution du couple

FIGURE 4.26 – Modélisation de la trajectoire et du couple pour une opération de période 2 secondes

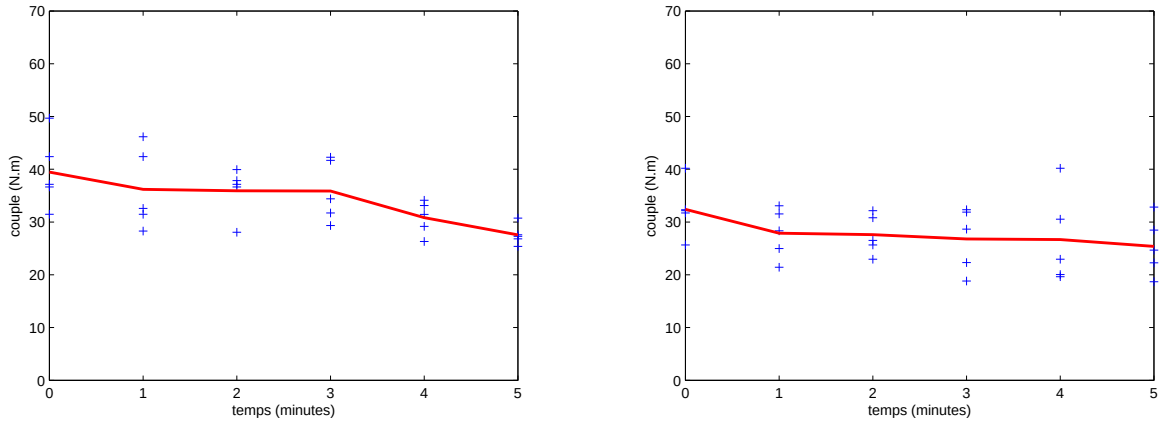
pour l'expérience précédente). Les informations anthropométriques sur les participants sont données dans le tableau 4.6.

Participants	Sexe	Taille (m)	Poids (Kg)
1	Masculin	1.88	80
2	Masculin	1.83	95
3	Masculin	1.85	78
4	Masculin	1.80	75
5	Masculin	1.78	78

TABLEAU 4.6 – Paramètres anthropométriques des participants

Résultats de l'expérimentation

La f gure 4.27 représente les valeurs de traction maximale et de compression maximale extraites des mesures réalisées à l'aide du dynamomètre pour les 5 participants après chaque période de mouvement. Comme pour l'expérience précédente, nous utilisons le valeur moyenne de la traction et de la compression pour identif er la capacité du coude. Le tableau 4.7 résume les valeurs des couples maximaux en traction et en compression ainsi que leur moyenne pour les 5 participants. De même que pour l'expérience précédente et pour les mêmes raisons, la valeur de Γ_{MVC} est f xée par la valeur $\max \Gamma_{cem}$.



(a) Traction (b) Compression

FIGURE 4.27 – Évolution du couple pour différents temps de travail

Participant	$\Gamma_{cem}[N \cdot m]$	Durées d'opération					
		0 min	1 min	2 min	3 min	4 min	5 min
1	Traction	31.46	31.46	28.07	29.33	26.32	26.82
	Compression	31.71	28.33	22.94	22.31	20.05	18.67
	Moyenne	31.58	29.89	25.50	25.82	23.18	22.74
2	Traction	42.39	42.39	37.85	41.68	33.13	25.38
	Compression	32.33	31.53	30.81	32.33	30.55	22.26
	Moyenne	37.36	36.96	34.33	37.00	31.84	23.82
3	Traction	36.64	32.59	36.64	34.39	29.17	27.28
	Compression	25.66	21.43	25.66	18.82	19.63	24.67
	Moyenne	31.15	27.01	31.15	26.60	24.40	25.97
4	Traction	37.14	28.29	37.14	31.71	31.45	27.59
	Compression	32.15	24.97	32.15	28.65	22.95	28.47
	Moyenne	34.65	26.63	34.65	30.18	27.20	28.03
5	Traction	49.69	46.17	39.93	42.27	34.13	30.75
	Compression	40.19	33.09	26.51	31.88	40.19	32.83
	Moyenne	44.94	39.63	33.22	37.08	37.16	31.79

TABLEAU 4.7 – La capacité maximale en traction et en compression du coude pour une opération périodique de 2 secondes

Identification du paramètre de fatigue k au niveau articulation

Le but de cette section est d'identif er le paramètre de fatigue k du coude intervenant dans le modèle dynamique de fatigue. Pour identif er le paramètre de fatigue k du coude pour une période de mouvement $T = 2$ secondes, nous utilisons la même méthode présentée dans la section 4.5.2. Nous rappelons la formule pour calculer le paramètre k.

$$k = -\ln\left(\frac{\Gamma_{\text{cem}}(t)}{\Gamma_{\text{MVC}}}\right) \cdot \frac{\Gamma_{\text{MVC}}}{\int_0^t \Gamma(\theta(u), \dot{\theta}(u), \ddot{\theta}(u), M_{\text{load}})du} \tag{4.11}$$

De même que précédemment, nous utilisons la valeur moyenne entre la traction et la compression pour déterminer Γ_{cem} et Γ_{MVC}. Nous évaluons le couple $\Gamma(\theta(t), \dot{\theta}(t), \ddot{\theta}(t), M_{\text{load}})$ en utilisant l'interpolation de 3ème ordre pour générer une trajectoire. Les conditions d'expérimentation sont $\theta_0 = 0$ degré, $\theta_f = 90$ degrés, période du mouvement $T = 2$ secondes.

Le tableau 4.8 résume les valeurs du paramètre de fatigue k calculées pour $t \in (1, 2, 3, 4, 5)$ minutes et pour chaque participant ainsi que la valeur "optimale" obtenue par une méthode des moindres carrés permettant une minimisation de l'erreur quadratique moyenne (mesure/modèle).

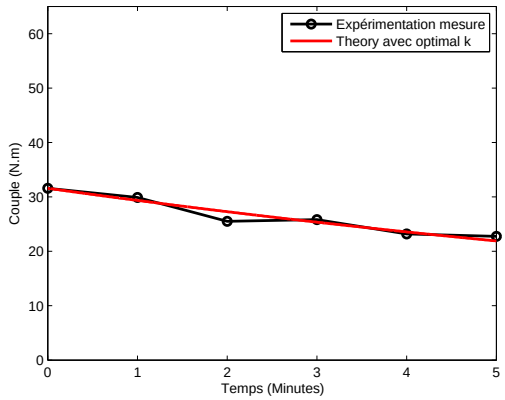
Participant	Valeur du paramètres k (min^{-1})					
	1 min	2 min	3 min	4 min	5 min	Optimal
1	0.19	0.37	0.23	0.26	0.22	0.25
2	0.04	0.17	0.01	0.16	0.36	0.22
3	0.49	0	0.18	0.21	0.13	0.16
4	1.05	0	0.18	0.24	0.17	0.20
5	0.65	0.78	0.33	0.25	0.36	0.36

Tableau 4.8 – Le paramètre de fatigue k au niveau du coude pour chaque sujet (période $T = 2$ seconde)

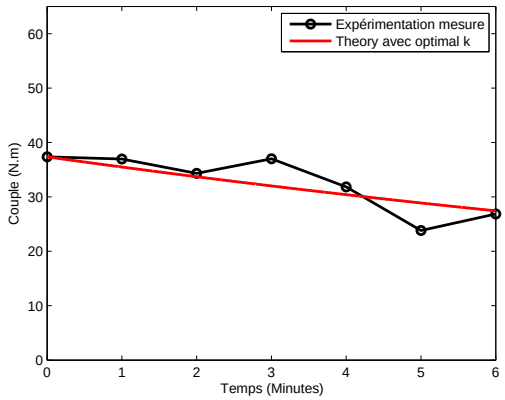
La f gure 4.28 représente l'ensemble des mesures de Γ_{cem} et le modèle de fatigue déf ni par le paramètre k dont la valeur est choisie "optimale".

4.5.4 Validation du modèle de fatigue et identification du paramètre k pour l'épaule dans le cas d'une opération périodique de 4 secondes

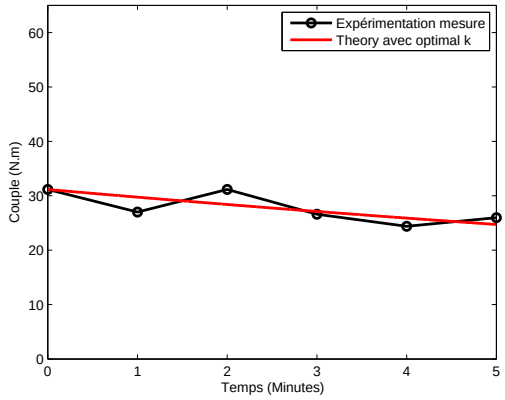
Chaque membre du corps se comporte de façon différente. Nous voulons étudier la fatigue pour une autre articulation : celle de l'épaule. Nous faisons pour cela une 3ème expérience pour connaître la fatigue de l'épaule en situation dynamique. La structure du muscle de l'épaule est plus complexe que



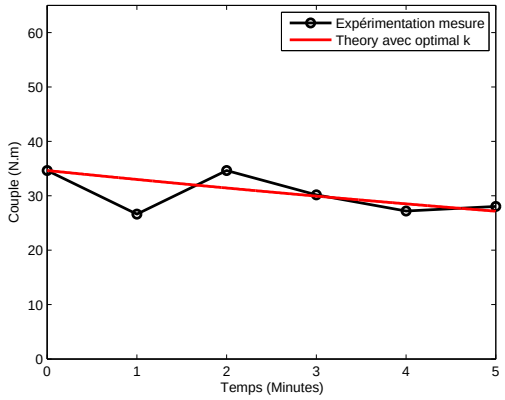
(a) Participant 1



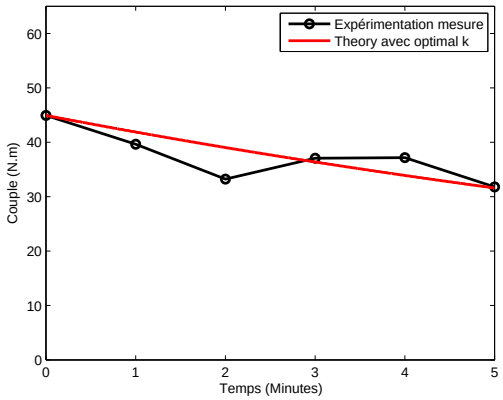
(b) Participant 2



(c) Participant 3



(d) Participant 4



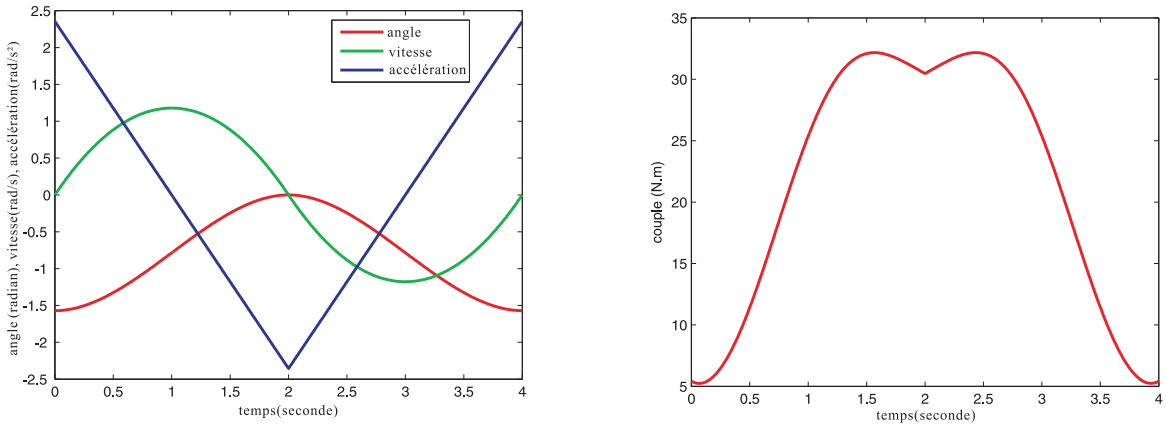
(e) Participant 5

FIGURE 4.28 – Mesures expérimentales et courbe de fatigue théorique

celle du coude. Notre modèle étant exprimé au niveau des articulations, nous supposons qu'un paramètre de fatigue k pour l'épaule existe. Nous utilisons la même méthode illustrée dans la section 4.5.2 pour identif er ce paramètre.

Opération et mesure

Pour connaître la fatigue de l'épaule dans la situation dynamique, nous demandons au participant de réaliser le même type d'opération que celle réalisée pour l'étude du coude. Cependant, pour cette expérimentation, le participant se tient debout et réalise un mouvement de levée et descente du bras en tenant la barre dans sa main en posture tendue (avant-bras et arrière-bras sur la même ligne) entre la position verticale et horizontale. La f gure 4.30(a) représente une vue schématique de l'opération. L'articulation de l'épaule fait alors une rotation entre $\theta_f = -90$ degrés et $\theta_f = 0$ degré. La période de ce mouvement est égale à 4 secondes. La f gure 4.29 illustre l'évolution de l'angle, de la vitesse angulaire, de l'accélération angulaire et du couple articulaire pour une période d'opération.



(a) Évolution de l'angle, de la vitesse angulaire et de l'accélération angulaire

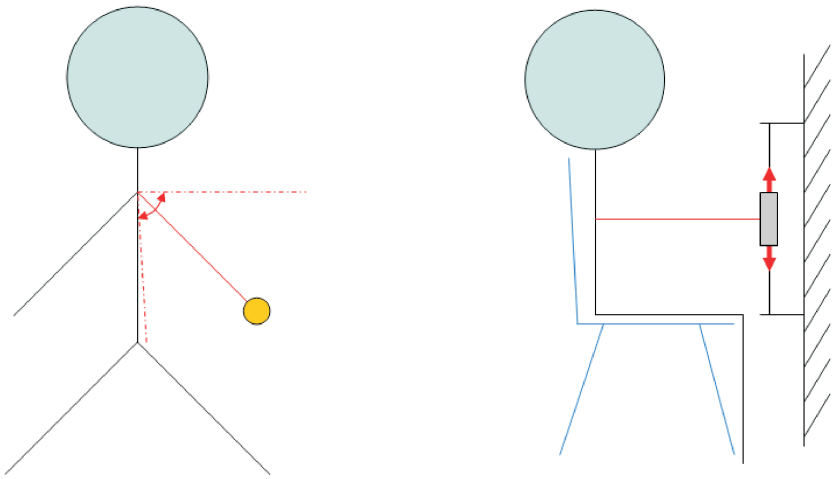
(b) Évolution du couple

FIGURE 4.29 – Modélisation de la trajectoire et du couple pour une opération périodique de 4 secondes

Après chaque période ($t \in 1, 2, 3$ minutes) de mouvement, les forces maximales de traction et de compression que le bras peut générer sont mesurées. La f gure 4.30(b) explique le processus de mesure. Le participant est assis sur une chaise et le bras tendu. Il réalise 3 fois une action de compression et de traction sur le dynamomètre en utilisant la force maximale qu'il peut générer.

Ensemble des participants à l'expérimentation

Pour valider le modèle de fatigue et identif er le paramètre de fatigue k de l'épaule, nous réalisons l'expérience présentée ci-dessus pour un ensemble de 4 participants. Les informations anthropométriques sur les participants sont données dans le tableau 4.9.



(a) Mouvement du l'avant-bras (b) Force mesurée

FIGURE 4.30 – Opération de la traction et compression du bras dans le mouvement pour une période T = 4 secondes

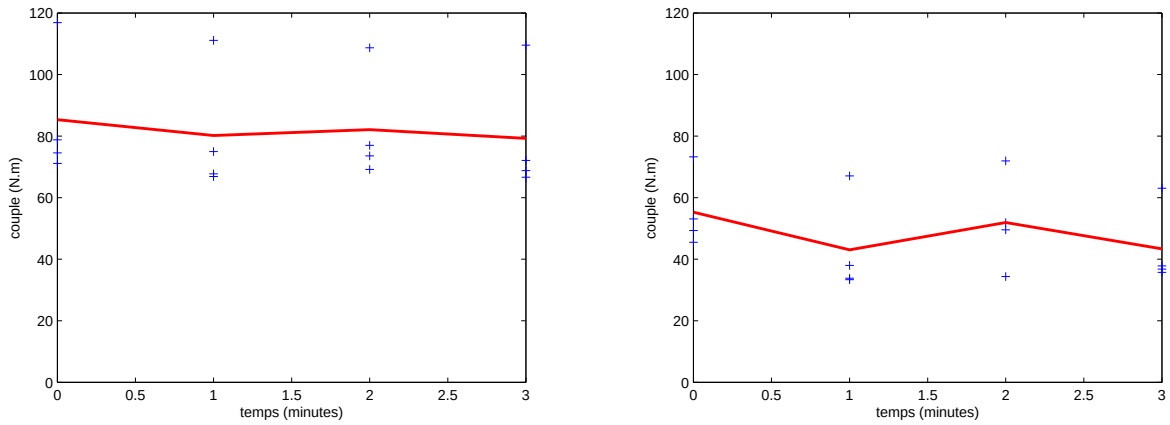
Participants	Sexe	Taille (m)	Poids (Kg)
1	Masculin	1.88	80
2	Masculin	1.75	90
3	Masculin	1.72	70
4	Masculin	1.85	90

TABLEAU 4.9 – Paramètres anthropométriques des participants

Résultats de l'expérimentation

De même que pour le coude, les données sont traitées af n d'obtenir le couple maximal généré par l'épaule sur le dynamomètre. La f gure 4.31 représente les couples maximaux en traction et en compression extraites des mesures pour les 4 participants. Le tableau 4.10 résume ces résultats. Pour l'épaule, nous avons réalisé l'expérience uniquement pour une période de mouvement $T = 4$ secondes. Une opération de période égale à 2 secondes est difficilement réalisable pour le participant. Nous relevons les valeurs de Γ_{cem} pour $t \in \{1, 2, 3\}$ minutes. Au delà, la plupart des participants déclarent ne plus arriver à réaliser l'exercice.

À partir des mesures expérimentales, nous obtenons les capacités maximales du coude en traction et en compression pour chaque participant. Pour estimer la capacité de l'épaule, nous utilisons la valeur moyenne entre la traction et la compression générée par l'épaule. Le tableau 4.10 présente les



(a) Traction (b) Compression

FIGURE 4.31 – Évolution du couple pour différents temps de travail

Participant	$\Gamma_{cem}[N \cdot m]$	Durées d'opération			
		0 min	1 min	2 min	3 min
1	Traction	71.12	67.73	69.18	72.08
	Compression	45.48	37.98	34.35	36.77
	Moyenne	58.30	52.86	51.77	54.43
2	Traction	74.53	66.87	77.01	66.65
	Compression	49.31	35.35	49.54	37.83
	Moyenne	61.92	51.11	63.23	52.24
3	Traction	116.85	111.10	108.67	109.55
	Compression	73.25	67.06	71.92	63.07
	Moyenne	95.05	89.08	90.30	86.31
4	Traction	78.79	74.98	73.55	68.79
	Compression	53.08	33.80	51.89	35.71
	Moyenne	65.94	54.39	62.72	52.25

TABLEAU 4.10 – La capacité maximale en traction et en compression de l'épaule pour une opération périodique de 4 secondes

valeurs des couples de l'épaule en traction et en compression maximale pour les 4 participants.

Identification du paramètre de fatigue k de l'épaule au niveau de l'articulation

Le but de cette section est d'identifier le paramètre de fatigue k de l'épaule dans le mouvement présenté ci-dessus (opération de l'épaule de période $T = 4$ secondes). Nous utilisons la même méthode que celle présentée en section 4.5.2 pour caractériser ce paramètre. Nous rappelons la formule pour calculer le paramètre du fatigue k.

$$k = -\ln\left(\frac{\Gamma_{\text{cem}}(t)}{\Gamma_{\text{MVC}}}\right) \cdot \frac{\Gamma_{\text{MVC}}}{\int_0^t \Gamma(\theta(u), \dot{\theta}(u), \ddot{\theta}(u), M_{\text{load}})du} \tag{4.12}$$

De même que précédemment, nous utilisons la valeur moyenne entre la traction et la compression pour déterminer Γ_{cem} et Γ_{MVC}. Nous évaluons le couple $\Gamma(\theta(t), \dot{\theta}(t), \ddot{\theta}(t), M_{\text{load}})$ exercé au niveau de l'épaule en utilisant l'interpolation de 3ème ordre pour générer une trajectoire. Les conditions d'expérimentation sont $\theta_0 = -90$ degrés, $\theta_f = 0$ degrés, période du mouvement $T = 4$ secondes.

Pour identifier le paramètre de fatigue k de l'épaule, nous utilisons la même méthode que pour le coude. Quand $t \in (1, 2, 3)$, le paramètre de fatigue k au niveau de l'épaule pour chaque sujet est dans le table 4.11.

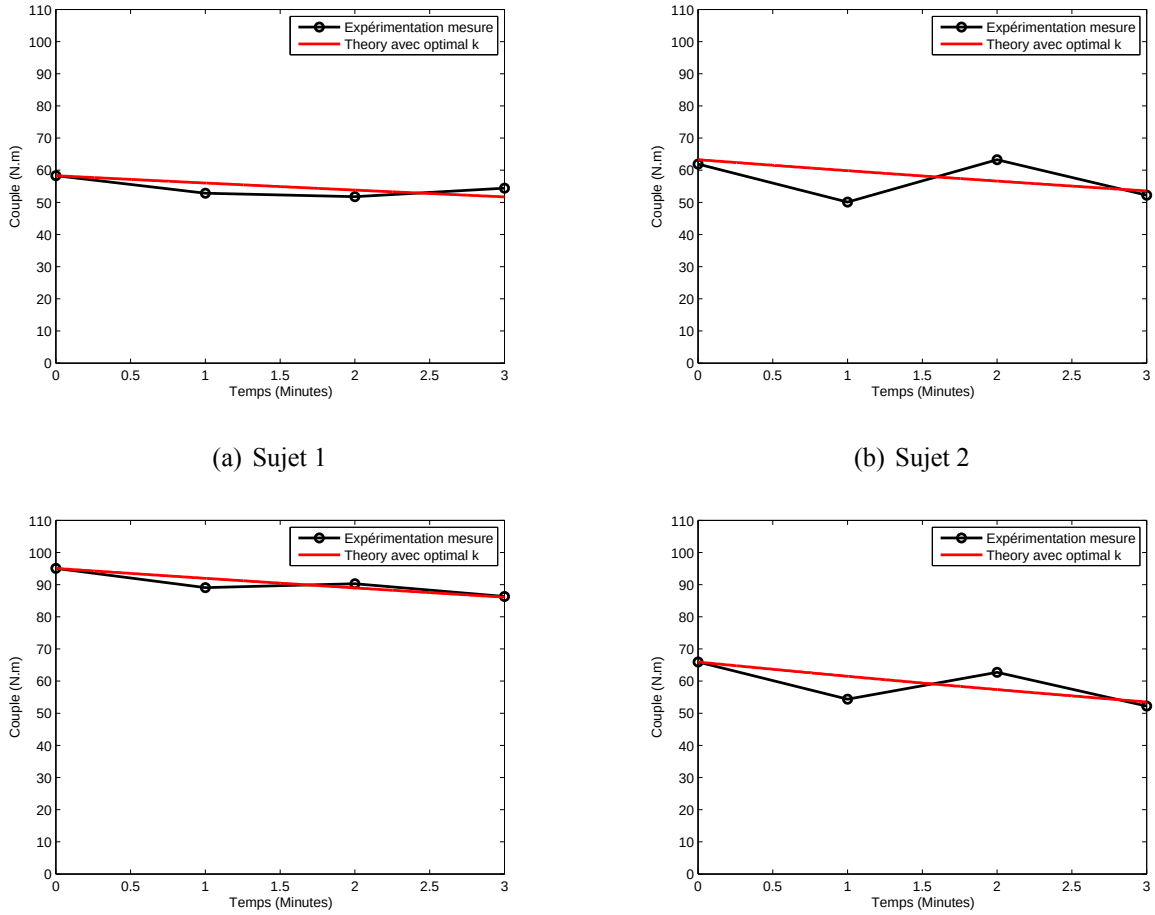
Participant	Valeurs du paramètres k (min^{-1})			
	1 min	2 min	3 min	Optimal
1	0.27	0.16	0.06	0.11
2	0.71	0	0.20	0.17
3	0.33	0.13	0.17	0.17
4	0.58	0.08	0.23	0.21

TABLEAU 4.11 – Le paramètre de fatigue k k au niveau de l'épaule pour chaque sujet dans l'éxperimentation

La figure 4.32 représente l'ensemble des mesures de Γ_{cem} et le modèle de fatigue défini par le paramètre k dont la valeur est choisie "optimale".

4.5.5 Discussion

Dans cette section, nous avons fait 3 expérimentations. Les 2 premières sont dédiées à l'étude de l'articulation du coude et permettent également d'étudier l'influence de la vitesse du mouvement sur la fatigue musculaire (périodes de mouvement différentes : 4 et 2 secondes). La dernière est dédiée à l'articulation de l'épaule. Elle permet de comparer la fatigue sur différentes articulations et de déterminer le lien entre la fatigue du coude et la fatigue de l'épaule.



(a) Sujet 1

(b) Sujet 2

(c) Sujet 3

(d) Sujet 4

FIGURE 4.32 – Expérimentation mesure et fatigue courbe en théorie

En théorie le paramètre de fatigue k dépend de l'individu et nous avons fait l'hypothèse qu'il est constant. Dans l'expérimentation du coude et pour une opération de période égale à 4 secondes, le paramètre de fatigue k calculé est environ égale à 0.21 ; dans une opération de période égale à 2 secondes, le paramètre de la fatigue k calculé est environ égale à 0.24. Dans la situation statique Ma *et al.* (2009), le k statique est égale à 0.88. Comparer avec la situation statique, dans la situation dynamique le paramètre de la fatigue k est plus petit. C'est-à-dire pour le paramètre de fatigue k, il y a une grande différence entre le k de la statique et le k de la dynamique. Pour le k dans la situation dynamique, en différente vitesse le k estimé il y a un peu de différence, parce que les participants de deux expérimentations sont différents.

Á partir de l'expérimentation du coude, nous avons présenté le paramètre de fatigue k au niveau d'un groupe de muscles. Cependant pour identif er le paramètre de la fatigue k au niveau d'un groupe de muscles issu d'une population donnée, nous avons besoin d'une expérimentation plus précise pour séparer la force générée par les groupes de muscles agonistes et antagonistes.

La valeur moyenne du paramètre de fatigue k pour l'épaule est environ égale à 0.17. En comparaison avec celui du coude, il est plus petit. Maintenant pour l'expérimentation, il y a seulement 3 à 5 participants qui ont réalisés ce test. Ce nombre de participants n'est pas suffisant pour obtenir une valeur représentative d'une classe de population mais il permet de valider la méthode d'identif cation du modèle de fatigue.

4.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons proposé une méthode expérimentale permettant de valider notre proposition de modèle dynamique de fatigue musculaire. Dans ce cadre, nous avons fait le choix d'utiliser un système de capture de mouvements pour obtenir la trajectoire réalisée par le bras. À partir de cette acquisition, nous avons estimé l'évolution de l'angle, de la vitesse et de l'accélération angulaire de l'articulation sollicitée (coude ou épaule) et déduit le couple exercé sur l'articulation (fonction de la trajectoire et des charges externes). Pour mesurer les forces maximales en traction et en compression pouvant être générées par l'articulation, nous avons utilisé un dynamomètre.

Une première contribution a été d'identif er le modèle de génération de trajectoires issu de la robotique pouvant être utilisé. Cette évaluation a pu être réalisée à partir des données provenant du système de capture de mouvements. Nous avons conclu que le mouvement obtenu par la méthode utilisant une interpolation polynomiale du 3ème ordre est proche du mouvement humain. Cette modélisation est valable aussi bien pour l'articulation du coude que celle de l'épaule. La fonction d'interpolation de trajectoire polynomiale du 3ème ordre a été utilisée af n de modéliser l'ensemble des trajectoires de la partie expérimentale et permis de calculer l'intégrale du couple exercé sur l'articulation étudiée, nécessaire à la déf nition du modèle de fatigue.

Une deuxième contribution a été d'identif er le paramètre de fatigue k par expérimentation pour le coude et pour l'épaule. En comparant le paramètre de fatigue k dans la situation statique, nous avons trouvé que le paramètre k dans une situation dynamique est beaucoup plus petit que celui utilisé dans une situation statique. C'est-à-dire que pour les mêmes conditions de travail (même personne, même articulation, même charge externe), la fatigue dans la situation dynamique est moindre que pour la situation statique (paramètre de fatigue k aux alentours de 0.2 en situation dynamique et aux alentours de 0.9 en situation statique). Ceci valide l'hypothèse introduite dans le chapitre 3 disant que dans une posture statique, la circulation du sang est bloquée. Lors d'un mouvement, la circulation sanguine est normale. Même si le mouvement dynamique du corps consomme plus d'énergie, il est en général moins fatigué que pour une posture statique. Le résultat de l'expérimentation conf rme ce phénomène.

Actuellement, seule une dizaine de personnes ont participé à notre expérimentation. Pour obtenir

une valeur d'identif cation du paramètre de fatigue k plus représentatif, il est nécessaire de réaliser cette expérience pour un nombre plus important de participants. Dans la déf nition du protocole expérimental, des améliorations peuvent également être apportées. Nous pouvons introduire l'usage de la vidéo pour guider l'amplitude et la période du mouvement. De plus, nous avons sollicité uniquement une articulation lors des mouvements. L'analyse de mouvements plus complexes pour plusieurs groupes de muscles reste à faire.

Chapitre 5

Évaluation du temps maximal d'endurance basée sur le modèle dynamique de la fatigue musculaire

Sommaire

5.1 Temps maximal d'endurance (Maximum endurance time, MET) 89

5.2 Définition et évaluation de la durée maximale d'endurance dans une situation dynamique 91

5.2.1 Hypothèses 91

5.2.2 Nouvelle approche de calcul de la DMET 92

5.3 Validation du modèle de DMET 94

5.3.1 Comparaison de la DMET avec les autres modèles de MET 94

5.3.2 Comparaison des modèles à partir des coefficients de corrélation 97

5.3.3 Résultats et discussion 102

5.4 Application : détermination de la durée maximale d'endurance dans un mouvement dynamique 103

5.4.1 Description de la tâche 103

5.4.2 Les étapes de l'identif cation du DMET 103

5.4.3 Détermination de la durée maximale d'endurance 105

5.5 Conclusion 105

5.1 Temps maximal d'endurance (Maximum endurance time, MET)

La durée maximale d'endurance (maximal endurance time, MET) est un critère important dans la fatigue musculaire. Il représente le temps maximal pendant lequel une charge musculaire statique peut être maintenue (généralement associée à une tâche). Il indique la relation entre la charge relative

et la durée d'endurance dans des postures statiques (El ahrache *et al.*, 2006). Depuis les années 1960, beaucoup d'efforts ont été fournis af n d'établir des modèles de MET dans des conditions différentes de travail. Le modèle de MET le plus connu est celui proposé par Rohmert (1960), qui est souvent utilisé pour guider la conception de tâche pour des opérations statiques. Outre le modèle MET de Rohmert, plusieurs autres modèles empiriques de MET ont été proposés (El ahrache *et al.*, 2006). La MET est calculée le plus souvent en fonction du pourcentage de contraction maximale volontaire (MVC %) ou en fonction de la force relative (f_{MVC}% = MVC / 100) requis par la tâche (El ahrache *et al.*, 2006). Ces paramètres sont souvent utilisés dans les modèles biomécaniques af n de minimiser la fatigue (Rodríguez *et al.*, 2003). La f gure 5.1 illustre la durée maximale d'endurance (MET) dans le cas général.

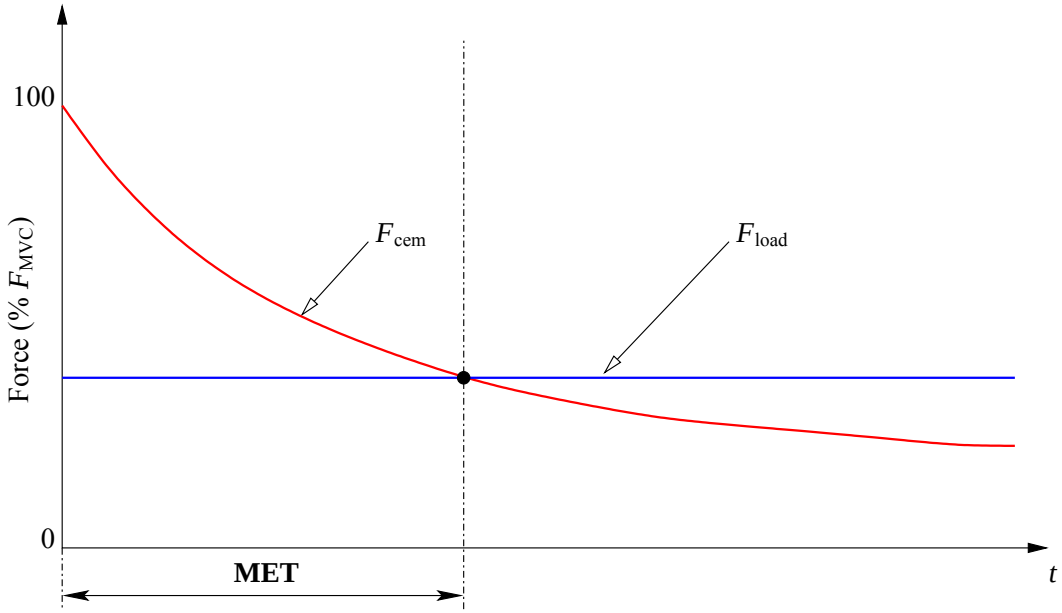


FIGURE 5.1 – Schema MET

Les différentes déf nitions de la MET ne s'appliquent qu'aux évaluations de postures statiques ou quasi-statiques. Or, dans le monde industriel, de nombreuses tâches nécessitent de considérer des tâches dynamiques pour lesquelles le corps est en mouvement. Ceci justif e la création d'une nouvelle méthode d'évaluation de la durée maximale d'endurance. L'objectif de ce chapitre est de proposer une nouvelle approche pour évaluer la durée maximale d'endurance en situation de travail dynamique qui se fonde sur le modèle de fatigue musculaire proposé dans le chapitre 3.

5.2 Définition et évaluation de la durée maximale d'endurance dans une situation dynamique

La MET est la durée maximale de travail d'endurance qui caractérise une situation statique ou quasi-statique. Entre un travail avec une posture statique et un travail avec des mouvements dynamiques, le temps maximal d'endurance est probablement différent. Nous avons besoin d'une nouvelle méthode pour évaluer le temps maximal d'endurance pour un travail dans la situation dynamique. Ici, on la nomme durée maximale d'endurance dynamique (DMET).

Definition 2 Déf nition de la durée maximale d'endurance dynamique (DMET)

La durée maximale d'endurance dans un mouvement dynamique, est le temps de travail maximum sans risque de troubles musculo-squelettiques.

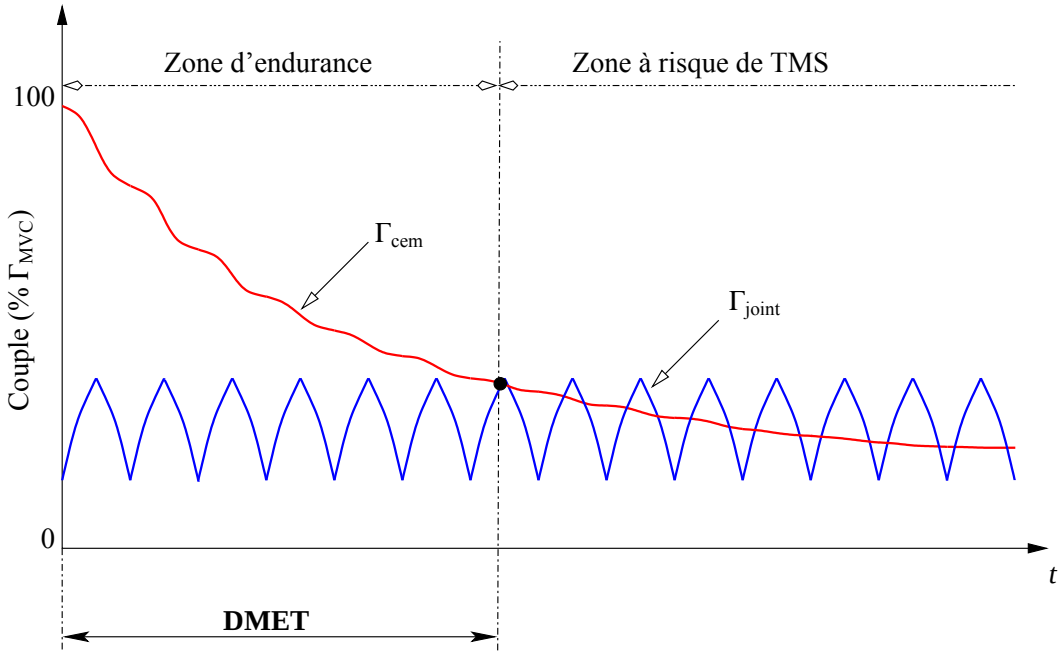


FIGURE 5.2 – La durée d'endurance dynamique schéma

La f gure 5.2 montre la signif cation de la DMET et le lien entre la courbe de fatigue et la courbe de couple à générer par l'articulation. La DMET est le temps de travail de l'opérateur avant l'apparition de troubles musculo-squelettiques.

5.2.1 Hypothèses

Nous pouvons classer les tâches dynamiques en deux catégories : les tâches périodiques (ou répétitives) et les tâches non périodiques. Dans le domaine de l'ergonomie, les tâches répétitives sont les

principales tâches pouvant mener à des troubles musculo-squelettiques. Nous concentrons donc notre étude sur ce type de tâche. Nous supposerons alors que le travail à générer peut être décomposé en une tâche périodique de période de temps T.

5.2.2 Nouvelle approche de calcul de la DMET

Basé sur le modèle dynamique de fatigue musculaire développé dans le chapitre 3, la fatigue musculaire s'exprime de la façon suivante :

$$\Gamma_{\text{cem}}(t) = \Gamma_{\text{MVC}} \cdot e^{-\frac{k}{\Gamma_{\text{MVC}}} \int_0^t \Gamma(\theta(u),\dot{\theta}(u),\ddot{\theta}(u),M_{load})du} \tag{5.1}$$

Au temps $t = T$, la fatigue est égale à

$$\Gamma_{\text{cem}}(T) = \Gamma_{\text{MVC}} \cdot e^{-\frac{k}{\Gamma_{\text{MVC}}} \int_0^T \Gamma(\theta(u),\dot{\theta}(u),\ddot{\theta}(u),M_{load})du}$$

Au temps $t = 2T$, la fatigue est égale à

$$\Gamma_{\text{cem}}(2T) = \Gamma_{\text{MVC}} \cdot e^{-\frac{k}{\Gamma_{\text{MVC}}} \int_0^{2T} \Gamma(\theta(u),\dot{\theta}(u),\ddot{\theta}(u),M_{load})du}$$

Si nous considérons une tâche cyclique de période T, la fatigue en $t = 2T$ peut se réécrire comme suit :

$$\Gamma_{\text{cem}}(2T) = \Gamma_{\text{MVC}} \cdot e^{-\frac{k}{\Gamma_{\text{MVC}}} \cdot 2 \int_0^T \Gamma(\theta(u),\dot{\theta}(u),\ddot{\theta}(u),M_{load})du} = \Gamma_{\text{MVC}} \cdot \left(e^{-\frac{k}{\Gamma_{\text{MVC}}} \int_0^T \Gamma(\theta(u),\dot{\theta}(u),\ddot{\theta}(u),M_{load})du}\right)^2$$

Af n de faire apparaître, la valeur de la fonction en $t = T$, nous introduisons le paramètre MVC dans la formule.

$$\Gamma_{\text{cem}}(2T) = \Gamma_{\text{MVC}} \cdot \left(\frac{\Gamma_{\text{MVC}} \cdot e^{-\frac{k}{\Gamma_{\text{MVC}}} \int_0^T \Gamma(\theta(u),\dot{\theta}(u),\ddot{\theta}(u),M_{load})du}}{\Gamma_{\text{MVC}}}\right)^2 = \Gamma_{\text{MVC}} \cdot \left(\frac{\Gamma_{\text{cem}}(T)}{\Gamma_{\text{MVC}}}\right)^2$$

Nous pouvons alors généraliser la formule pour $t = nT$, selon l'écriture suivante.

$$\Gamma_{\text{cem}}(nT) = \Gamma_{\text{MVC}} \cdot \left(\frac{\Gamma_{\text{cem}}(T)}{\Gamma_{\text{MVC}}}\right)^n, \quad n \in \mathbb{N} \tag{5.2}$$

La durée maximale d'endurance est atteinte lorsque la force pouvant être générée est égale à la force exercée par les charges internes et externes. Dans la situation d'une tâche statique, la durée maximale d'endurance est la durée pendant laquelle Γ_{cem} reste inférieure ou égale à Γ_{load}. Cette durée est appelée la durée maximale d'endurance (Maximum Endurance Time, MET). Dans le cas d'une

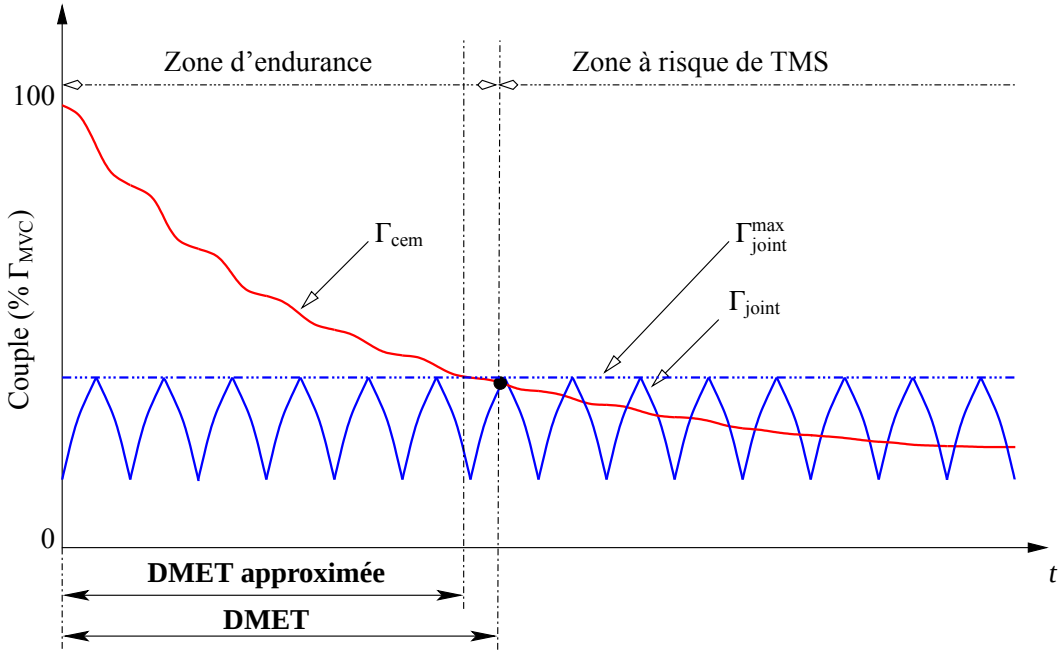


FIGURE 5.3 – La durée d'endurance dynamique schéma

étude dynamique, la valeur de Γ_{load} est égale à Γ_{joint} qui est une valeur évoluant dans le temps (donc non constante). Nous supposons que cette charge externe comporte une valeur maximale Γ_{joint}^{max}, où $\Gamma_{joint}^{max} = \max(\Gamma_{joint}(t),\ t \in [0, T])$. La valeur DMET approximée est utilisée pour déf nir la limite de la DMET. La f gure 5.3 illustre notre évaluation de la DMET à partir du modèle de fatigue.

Une première approximation de la DMET est ainsi de considérer le nombre de cycles (ou périodes) de la tâche pouvant être effectués avant d'atteindre la limite de fatigue. Il suffit pour cela de résoudre l'équation suivante.

$$\Gamma_{cem}(nT) = \Gamma_{MVC} \cdot \left(\frac{\Gamma_{cem}(T)}{\Gamma_{MVC}}\right)^n = \Gamma_{joint}^{max}$$

Nous obtenons alors le nombre de cycles n par la formule suivante :

$$n = \frac{\ln\left(\Gamma_{joint}^{max}/\Gamma_{MVC}\right)}{\ln\left(\Gamma_{cem}(T)/\Gamma_{MVC}\right)}$$

D'où la valeur approchée de la DMET exprimée comme suit :

$$\text{DMET} \approx n \cdot T = T \cdot \frac{\ln\left(\Gamma_{joint}^{max}/\Gamma_{MVC}\right)}{\ln\left(\Gamma_{cem}(T)/\Gamma_{MVC}\right)} \tag{5.3}$$

Les paramètres intervenant dans le calcul de la DMET sont rappelés dans le tableau 5.1.

En conclusion, la nouvelle approche de calcul de la DMET a pour avantage de s'adapter et d'étendre le domaine d'application de la MET à un sous-ensemble des tâches dynamiques : les tâches répétitives ou périodiques. Dans ce type de tâche, cette méthode permet en effet l'évaluation d'une

Élément	Unité	Description
Γ_{MVC}	N.m	Couple maximal que le muscle peut exercer sur l'articulation
Γ_{cem}	N.m	Capacité pour le muscle à générer le couple sur l'articulation
$\Gamma_{\text{joint}}^{\max}$	N.m	La valeur maximale du couple articulaire
T	minutes	Période d'une opération

TABLEAU 5.1 – Ensemble des paramètres et variables intervenant dans le calcul de la DMET

approximation de la durée maximale du travail (précise à une période T près). Ce sous-ensemble constitue une part importante des tâches effectuées dans le monde industriel (le travail à la chaîne est un bon exemple). De plus, l'étude de tâches plus complexes comme des tâches cycliques composées de sous-tâches différentes peuvent également être prises en considération (travail irrégulier répétitif). En effet, le calcul du couple et de son intégrale utilisant les méthodes issues de la robotique, tout mouvement peut être analysé. La méthode proposée dépasse la limitation de l'approche traditionnelle de la MET et permet ainsi de s'adapter à des situations dynamiques plus complexes.

5.3 Validation du modèle de DMET

5.3.1 Comparaison de la DMET avec les autres modèles de MET

Les modèles de MET font généralement intervenir la force relative ou le pourcentage de contraction maximale volontaire ($f_{\text{MVC}} = F/\text{MVC}$) dans leur calcul. Dans le cas particulier du modèle statique ou quasi-statique de Ma *et al.* (2009), le paramètre F représente la charge externe F_{load}, donc dans cette condition, $f_{\text{MVC}} = F_{\text{load}}/F_{\text{MVC}}$. Dans notre cas, cette charge externe est remplacée par Γ_{joint} et dépend du temps. Nous utilisons sa valeur maximale comme référence. Le couple relatif ou pourcentage de contraction maximale volontaire est alors déf ni par $f_{\text{MVC}} = \Gamma_{\text{joint}}^{\max}/\Gamma_{\text{MVC}}$. Dans le but de comparer notre modèle de DMET avec les modèles existants de MET, nous voulons faire intervenir le paramètre f_{MVC} dans notre calcul de DMET. Nous allons réécrire le modèle de DMET présenté ci-dessus

$$\text{DMET} = T \cdot \frac{\ln\left(\Gamma_{\text{joint}}^{\max}/\Gamma_{\text{MVC}}\right)}{\ln\left(\Gamma_{\text{cem}}(T)/\Gamma_{\text{MVC}}\right)}$$

et en utilisant notre modèle de fatigue dynamique

$$\Gamma_{\text{cem}}(t) = \Gamma_{\text{MVC}} \cdot e^{-\frac{k}{\Gamma_{\text{MVC}}}\int_0^t \Gamma(\theta(u),\dot{\theta}(u),\ddot{\theta}(u),M_{load})du}$$

d'où

$$\ln\left(\Gamma_{\text{cem}}(T)/\Gamma_{\text{MVC}}\right) = -\frac{k}{\Gamma_{\text{MVC}}}\int_0^T \Gamma(\theta(u),\dot{\theta}(u),\ddot{\theta}(u),M_{load})du$$

L'expression de la DMET peut alors s'écrire de la façon suivante

$$\text{DMET} = T \cdot \frac{\ln\left(\Gamma_{\text{joint}}^{\max}/\Gamma_{\text{MVC}}\right)}{-\frac{k}{\Gamma_{\text{MVC}}} \cdot \int_0^T \Gamma(\theta(u), \dot{\theta}(u), \ddot{\theta}(u), M_{load})du}$$

Nous avons, quel que soit t la relation $\Gamma_{\text{joint}}(t) = \Gamma(t, \theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta}) \leq \Gamma_{\text{joint}}^{\max}$. Il existe donc une valeur $d \in (0, 1]$, telle que

$$\int_0^T \Gamma(\theta(u), \dot{\theta}(u), \ddot{\theta}(u), M_{load})\, du = d \cdot \int_0^T \Gamma_{\text{joint}}^{\max}\, du = d \cdot T \cdot \Gamma_{\text{joint}}^{\max}, \quad 0 < d \leq 1$$

Sur la base de cette hypothèse, la DMET peut s'écrire comme suit :

$$\text{DMET} = -\frac{\ln\left(\Gamma_{\text{joint}}^{\max}/\Gamma_{\text{MVC}}\right)}{d \cdot k \cdot \left(\Gamma_{\text{joint}}^{\max}/\Gamma_{MVC}\right)}$$

Comme $f_{\text{MVC}} = \dfrac{\Gamma_{\text{joint}}^{\max}}{\Gamma_{\text{MVC}}}$, la formule précédente devient :

$$\text{DMET} = -\frac{1}{d \cdot k} \cdot \frac{\ln\left(f_{\text{MVC}}\right)}{f_{\text{MVC}}}, \quad 0 < d \leq 1 \tag{5.4}$$

Le tableau 5.2 présente un ensemble de modèles de calcul de la MET et une comparaison avec notre proposition. Le paramètre de fatigue k intervient dans MET de Ma *et al.* (2009) et notre DMET. Af n de réaliser la comparaison, nous supposons $k = 1$ pour les deux modèles. La f gure 5.4 représente l'évolution des différentes valeurs de la durée maximale de travail en fonction de f_{MVC} selon le modèle considéré. Le cas particulier $d = 0.5$ a été représenté pour le nouveau modèle de DMET. À partir de la f gure 5.4, nous pouvons montrer que pour une même valeur de f_{MVC}, la durée maximale de notre DMET est plus grande que les autres MET dans la situation $d = 0.5$. Dans la réalité, quand les gens réalisent un travail, la posture statique est toujours plus fatigante que le mouvement dynamique. Lors d'un travail dynamique, il y a transport du sang qui amène de l'oxygène aux cellules et qui ainsi apporte plus d'énergie aux muscles. C'est une des raisons pour laquelle, les gens ressentent toujours moins de fatigue en situations dynamiques qu'en situations statiques. Ce résultat de simulation des modèles illustre ce phénomène.

Dans le modèle de DMET, nous introduisons un paramètre d, représentant le facteur dynamique. Il est égal à $\int_0^T \Gamma(\theta(u), \dot{\theta}(u), \ddot{\theta}(u), M_{load})\, du/T \cdot \Gamma_{\text{joint}}^{\max}$. Il dépend de l'amplitude et de la vitesse du mouvement et varie entre 0 à 1. La f gure 5.5 illustre l'évolution de la DMET pour différentes valeurs

Modèle	Équations de la littérature
Hagberg *et al.* (1981)	$\text{MET} = 0.298\ (f_{\text{MVC}})^{-2.14}$
Sato *et al.* (1984)	$\text{MET} = 0.195\ (f_{\text{MVC}})^{-2.52}$
Manenica *et al.* (1986)	$\text{MET} = 20.6972\ \exp(-4.5\, f_{MVC})$
Rohmert *et al.* (1986)	$\text{MET} = 0.2285\ (f_{\text{MVC}})^{-1.391}$
Rose *et al.* (1992)	$\text{MET} = 10.23\ \exp(-4.69\, f_{\text{MVC}})$
Rose *et al.* (2000)	$\text{MET} = 20.6\ \exp(-6.04\, f_{\text{MVC}})$
Ma *et al.* (2009)	$\text{MET} = -\frac{\ln(f_{\text{MVC}})}{k \cdot f_{\text{MVC}}} \quad (k = 1)$
Modèle proposé	$\text{DMET} = -\frac{1}{d \cdot k} \cdot \frac{\ln(f_{\text{MVC}})}{f_{\text{MVC}}}, \quad 0 < d \leq 1$

TABLEAU 5.2 – Comparaison des valeurs de MET pour différents modèles (El ahrache *et al.*, 2006; Ma *et al.*, 2009)

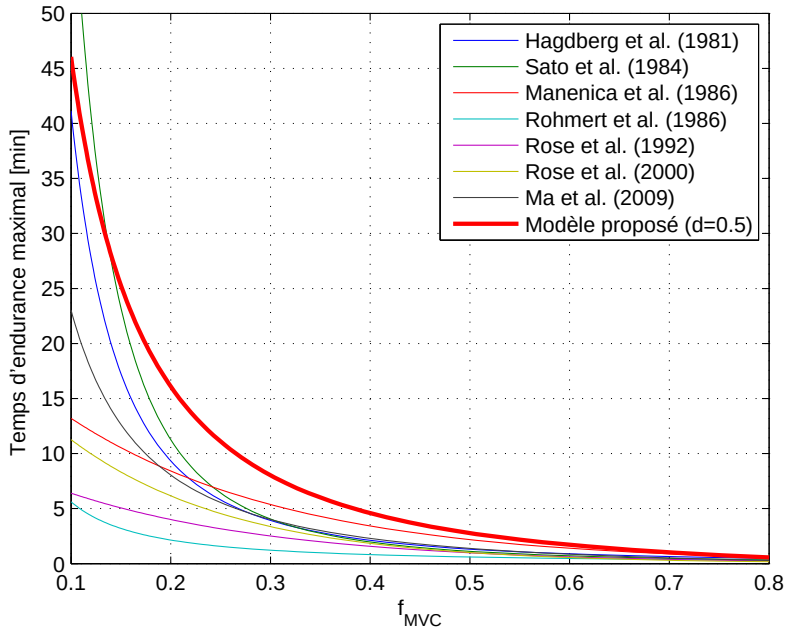


FIGURE 5.4 – Comparaison de notre proposition avec les modèles courants de la littérature

de d. Elle permet de montrer la tendance de la durée maximale pour des situations dynamiques pour lesquelles $d \in \{0.1, 0.2, 0.5, 0.9, 1\}$. Nous pouvons remarquer que lorsque d tend vers 0, la durée maximale de temps devient de plus en plus importante. Dans la réalité, d dépend du mouvement effectué. Pour comparer notre modèle aux modèles existants, nous proposons de faire appel aux coefficients de corrélation.

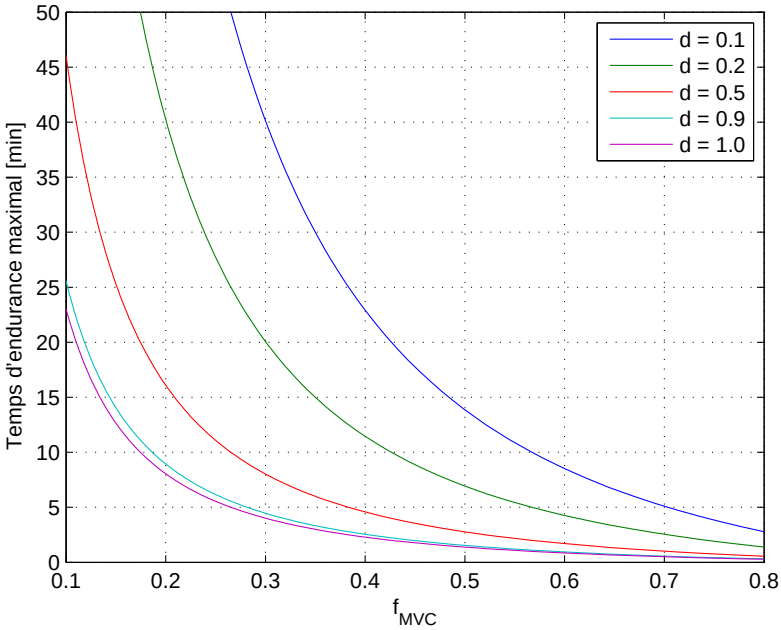


FIGURE 5.5 – Évolution de DMET en fonction de la valeur du paramètre d ($k = 1$)

5.3.2 Comparaison des modèles à partir des coefficients de corrélation

Pour comparer le modèle de DMET avec les autres modèles de MET, deux coefficients de corrélation sont utilisés : le coefficient de corrélation linéaire de Bravais-Pearson et le coefficient de corrélation intra-classe (ICC). La méthode de Bravais-Pearson est une mesure de la linéarité entre deux modèles. La méthode de ICC est une mesure de la ressemblance entre deux modèles. Les deux méthodes permettent d'analyser la relation entre les différents modèles. Nous allons présenter les deux méthodes en détail ci-dessous.

Le coefficient de corrélation linéaire de Bravais-Pearson, noté r, s'exprime de la façon suivante

$$r = \frac{\sum_n (x_n - \overline{x})(y_n - \overline{y})}{\sqrt{\sum_n (x_n - \overline{x})^2 \sum_n (y_n - \overline{y})^2}} \tag{5.5}$$

Dans le cas de la comparaison des deux modèles de durée maximale de travail, les valeurs x_n et y_n sont des échantillons calculés à partir de chaque modèle pour différentes valeurs de f_{MVC}. $\overline{x}$ et $\overline{y}$ représentent les valeurs moyennes de ces échantillons. Notre proposition est considérée comme le modèle de référence ce qui signif e que les coefficients de corrélations sont calculés entre les différents modèles de la littérature et notre modèle. La corrélation linéaire est idéalement parfaite lorsque r est égal à 1.

Nous rappelons le coefficient de corrélation intraclasse présenté dans la chapitre 4, section 4.4.3.

Il est noté généralement comme *ICC*, et il s' exprime de la façon suivante

$$\mathrm{ICC} = \frac{\mathrm{MS}_{\mathrm{between}} - \mathrm{MS}_{\mathrm{within}}}{\mathrm{MS}_{\mathrm{between}} + (p-1)\,\mathrm{MS}_{\mathrm{within}}} \tag{5.6}$$

où

- $\mathrm{MS}_{\mathrm{between}}$ représente l'erreur quadratique moyenne entre les échantillons des deux modèles pour différentes valeurs de f_{MVC} ;
- $\mathrm{MS}_{\mathrm{within}}$ représente l'erreur quadratique moyenne dans les valeurs DMET et autres valeurs de MET pour le même niveau f_{MVC}.

Dans notre cas, nous comparons notre DMET avec les autres MET un par un, donc $p = 2$. Lorsque l'ICC est égal à 1, cela signif e que les deux modèles sont semblables.

Dans cette section, nous comparons la nouvelle approche de DMET avec les autre approches MET. Le paramètre d intervenant dans le modèle de DMET est compris entre 0 et 1 et dépend notamment de l'amplitude et de la vitesse du mouvement. Af n de comparer notre modèle de DMET avec le modèle de MET proposé par Ma *et al.* (2009), nous convenons d'utiliser la même valeur de k pour les deux modèles. Nous prenons $k = 1$ comme référence dans notre exemple. Nous comparons notre modèle pour différentes valeurs de d ($d \in \{0.1, 0.5, 0.9, 1\}$) af n d'analyser la variation des paramètres de corrélations r et ICC pour différentes situations dynamiques.

Modèle	Équations de la littérature	r	ICC
Hagberg et al. (1981)	$\mathrm{MET} = 0.298\ (f_{\mathrm{MVC}})^{-2.14}$	0.9935	-0.0731
Sato et al. (1984)	$\mathrm{MET} = 0.195\ (f_{\mathrm{MVC}})^{-2.52}$	0.9838	-0.0518
Manenica et al. (1986)	$\mathrm{MET} = 20.6972\ \exp(-4.5 f_{\mathrm{MVC}})$	0.9929	-0.0312
Rohmert et al. (1986)	$\mathrm{MET} = 0.2285\ (f_{\mathrm{MVC}})^{-1.391}$	0.9997	-0.1724
Rose et al. (1992)	$\mathrm{MET} = 10.23\ \exp(-4.69 f_{\mathrm{MVC}})$	0.9943	-0.1613
Rose et al. (2000)	$\mathrm{MET} = 20.6\ \exp(-6.04 f_{\mathrm{MVC}})$	0.9986	-0.1145
Ma et al. (2009)	$\mathrm{MET} = -\frac{\ln(f_{\mathrm{MVC}})}{k \cdot f_{\mathrm{MVC}}} \quad (k = 1)$	1.0000	-0.0773

TABLEAU 5.3 – Détermination des coefficients de corrélation r et *ICC* entre notre modèle et les autres modèles proposés dans la littérature – Cas $d = 0.1$

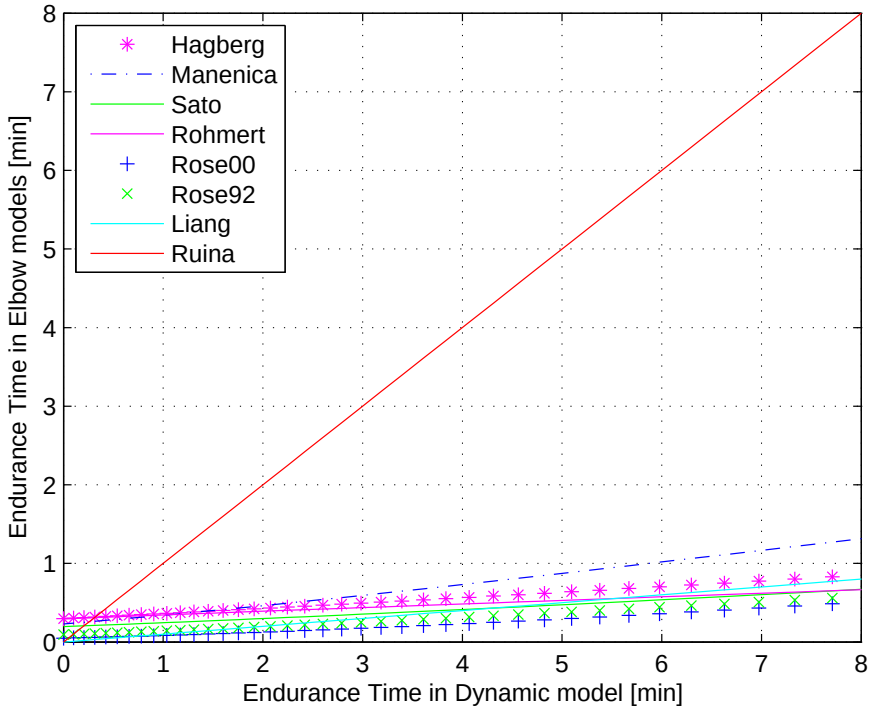


FIGURE 5.6 – Évolution du coefficient ICC pour différentes valeurs de f_{MVC} – Cas $d = 0.1$

Modèle	Équations de la littérature	r	ICC
Hagberg et al. (1981)	$\mathrm{MET} = 0.298\ (f_{\mathrm{MVC}})^{-2.14}$	0.9935	0.6916
Sato et al. (1984)	$\mathrm{MET} = 0.195\ (f_{\mathrm{MVC}})^{-2.52}$	0.9838	0.7463
Manenica et al. (1986)	$\mathrm{MET} = 20.6972\ \exp(-4.5 f_{\mathrm{MVC}})$	0.9929	0.8257
Rohmert et al. (1986)	$\mathrm{MET} = 0.2285\ (f_{\mathrm{MVC}})^{-1.391}$	0.9997	0.2546
Rose et al. (1992)	$\mathrm{MET} = 10.23\ \exp(-4.69 f_{\mathrm{MVC}})$	0.9943	0.3090
Rose et al. (2000)	$\mathrm{MET} = 20.6\ \exp(-6.04 f_{\mathrm{MVC}})$	0.9986	0.5236
Ma et al. (2009)	$\mathrm{MET} = -\frac{\ln(f_{\mathrm{MVC}})}{k \cdot f_{\mathrm{MVC}}} \quad (k = 1)$	1.0000	0.6754

TABLEAU 5.4 – Détermination des coefficients de corrélation r et ICC entre notre modèle et les autres modèles proposés dans la littérature – Cas $d = 0.5$

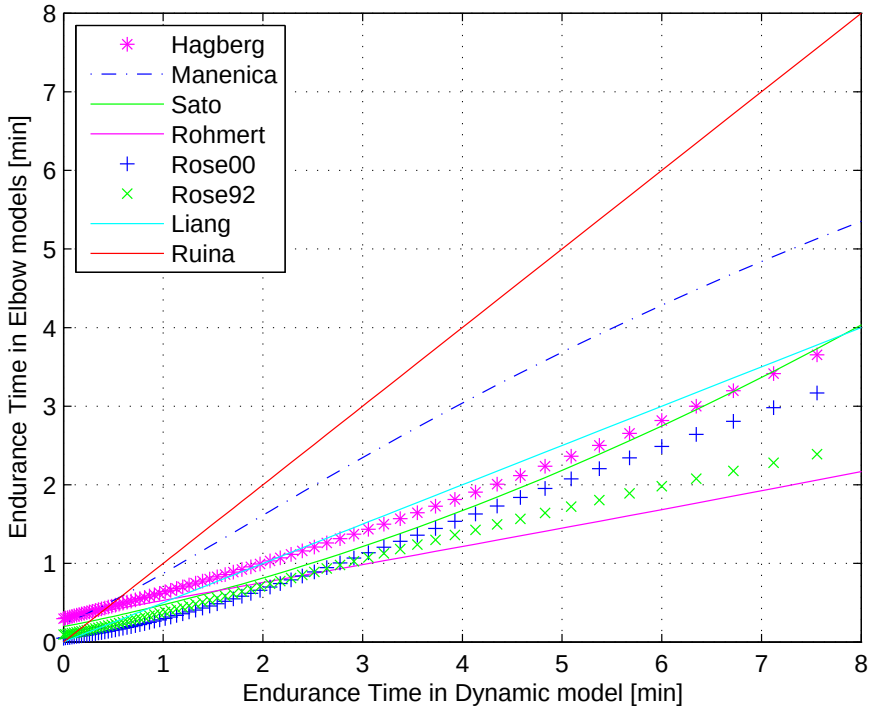


FIGURE 5.7 – Évolution du coefficient ICC pour différentes valeurs de f_{MVC} – Cas $d = 0.5$

Modèle	Équations de la littérature	r	ICC
Hagberg et al. (1981)	$\mathrm{MET} = 0.298\ (f_{\mathrm{MVC}})^{-2.14}$	0.9935	0.9887
Sato et al. (1984)	$\mathrm{MET} = 0.195\ (f_{\mathrm{MVC}})^{-2.52}$	0.9838	0.9808
Manenica et al. (1986)	$\mathrm{MET} = 20.6972\ \exp(-4.5 f_{\mathrm{MVC}})$	0.9929	0.9649
Rohmert et al. (1986)	$\mathrm{MET} = 0.2285\ (f_{\mathrm{MVC}})^{-1.391}$	0.9997	0.6419
Rose et al. (1992)	$\mathrm{MET} = 10.23\ \exp(-4.69 f_{\mathrm{MVC}})$	0.9943	0.7102
Rose et al. (2000)	$\mathrm{MET} = 20.6\ \exp(-6.04 f_{\mathrm{MVC}})$	0.9986	0.9151
Ma et al. (2009)	$\mathrm{MET} = -\frac{\ln(f_{\mathrm{MVC}})}{k \cdot f_{\mathrm{MVC}}} \quad (k = 1)$	1.0000	0.9904

TABLEAU 5.5 – Détermination des coefficients de corrélation r et ICC entre notre modèle et les autres modèles proposés dans la littérature – Cas $d = 0.9$

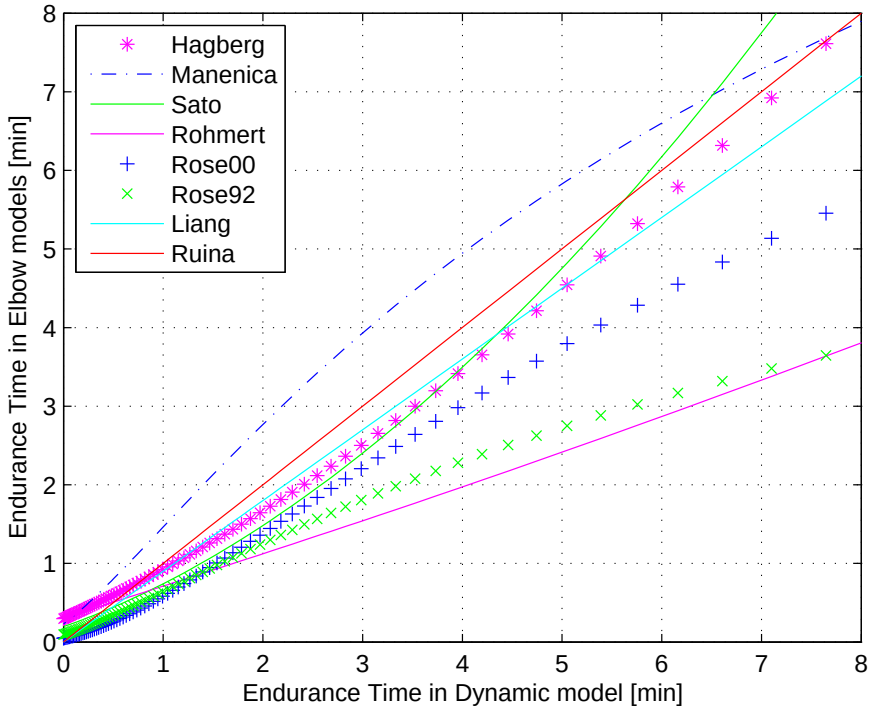


FIGURE 5.8 – Évolution du coefficient ICC pour différentes valeurs de f_{MVC} – Cas $d = 0.9$

Modèle	Équations de la littérature	r	ICC
Hagberg et al. (1981)	$\mathrm{MET} = 0.298\ (f_{\mathrm{MVC}})^{-2.14}$	0.9935	0.9921
Sato et al. (1984)	$\mathrm{MET} = 0.195\ (f_{\mathrm{MVC}})^{-2.52}$	0.9838	0.9721
Manenica et al. (1986)	$\mathrm{MET} = 20.6972\ \exp(-4.5\, f_{\mathrm{MVC}})$	0.9929	0.9271
Rohmert et al. (1986)	$\mathrm{MET} = 0.2285\ (f_{\mathrm{MVC}})^{-1.391}$	0.9997	0.7188
Rose et al. (1992)	$\mathrm{MET} = 10.23\ \exp(-4.69\, f_{\mathrm{MVC}})$	0.9943	0.7843
Rose et al. (2000)	$\mathrm{MET} = 20.6\ \exp(-6.04\, f_{\mathrm{MVC}})$	0.9986	0.9594
Ma et al. (2009)	$\mathrm{MET} = -\frac{\ln(f_{\mathrm{MVC}})}{k \cdot f_{\mathrm{MVC}}} \quad (k = 1)$	1.0000	1.0000

TABLEAU 5.6 – Détermination des coefficients de corrélation r et ICC entre notre modèle et les autres modèles proposés dans la littérature – Cas $d = 1$

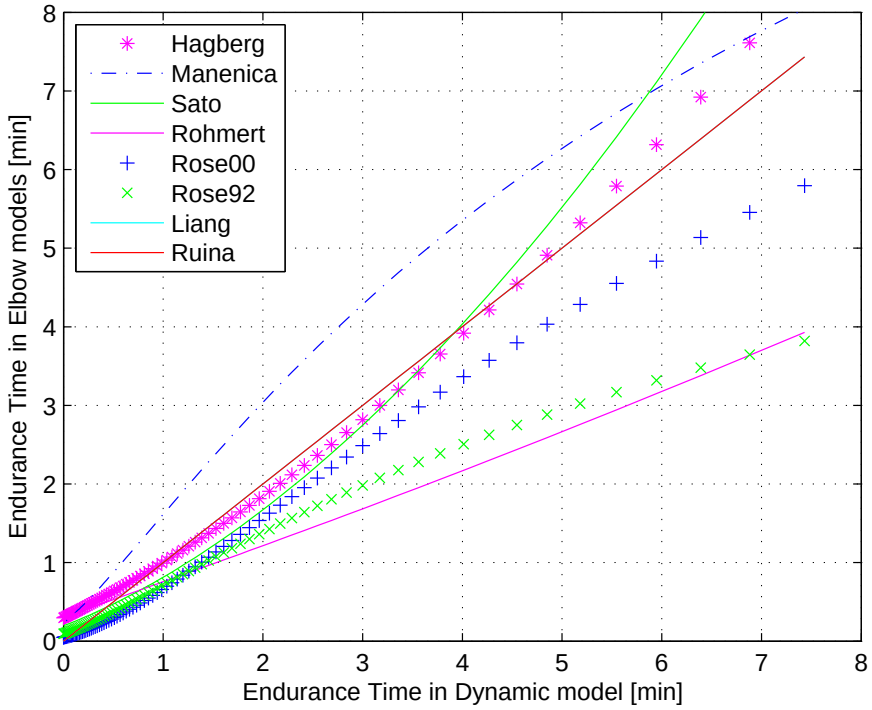


FIGURE 5.9 – Évolution du coefficient ICC pour différentes valeurs de f_{MVC} – Cas $d = 1$

5.3.3 Résultats et discussion

Nous analysons les tableaux et les f gures obtenus par simulation à partir d'un point de vue macroscopique. Selon les tableaux 5.3, 5.4, 5.5 et 5.6, il apparait clairement que notre modèle de calcul de temps d'endurance et les autres modèles de la littérature ont un haut degré de relation linéaire. En effet, tous les coefficients de Pearson (r) surpassent 0.98. Dans le même temps, nous pouvons remarquer que la valeur du coefficient r est indépendante du paramètre d. En effet, le calcul de r donne la même valeur quelque soit la valeur de d. Nous pouvons en conclure que la corrélation linéaire n'est pas affectée par les variations de couple mais uniquement par sa valeur maximale.

Toutefois, même si la corrélation linéaire entre la DMET et les autres MET est élevée, notre modèle est différent des autres MET, parce que le coefficient de corrélation intra-classe varie en fonction de d. L'analyse des tableaux fait apparaître que la valeur de d va affecter le coefficient ICC. Plus la valeur de d tend vers 1, plus le coefficient ICC a tendance à tendre vers 1. C'est-à-dire que plus la valeur de d tend vers 1, plus notre modèle de temps d'endurance ressemble aux autres modèles (voir également les f gures 5.6, 5.7, 5.8 et 5.9). Nous pouvons également remarquer que lorsque $d = 1$ (f - gure 5.9), les valeurs des coefficients r et ICC entre notre modèle et celui proposé par Ma *et al.* (2009) sont égaux à 1. Cela signif e que, dans cette situation, les deux modèles sont semblables. En d'autres termes, le modèle de MET de Ma *et al.* (2009) est un cas particulier de notre modèle de DMET.

5.4 Application : détermination de la durée maximale d'endurance dans un mouvement dynamique

Le but de cette étude est de déterminer la durée maximale d'endurance dans un cas particulier. Nous allons focaliser l'application de la méthode en analysant un participant d'une expérimentation présentée au chapitre précédent.

5.4.1 Description de la tâche

Nous allons utiliser les mêmes conditions expérimentales présentées chapitre 4 en section 4.5.2. Nous supposons un participant ayant les caractéristiques anthropométriques suivantes : taille 1.88m, poids 80 Kg. Une charge externe d'une masse de 3 Kg est tenue dans la main droite. De même que décrit précédemment, le participant réalise un mouvement de rotation autour de l'articulation du coude en conservant une posture telle que l'articulation de l'épaule soit f xe. À partir des informations anthropométriques du participant, du poids de l'objet et de la déf nition du mouvement, nous voulons calculer la durée maximale d'endurance de ce mouvement.

5.4.2 Les étapes de l'identification du DMET

À partir des informations initiales (informations anthropométriques, déf nition du mouvement, charges externes), nous pouvons obtenir la durée maximale d'endurance DMET. Dans cette section, nous voulons expliquer les différentes étapes de calcul de ce paramètre. La f gure 5.10 illustre le processus pouvant être décomposé en trois étapes.

La première étape consiste à regrouper les informations initiales. Nous utilisons la méthode de robotique pour analyser cette question. Dans la première étape, les informations de l'opérateur, la tâche et mouvement sont spécif ques. Premièrement, le modèle géométrique des corps qui participe dans la tâche va être modélisé selon les informations initiales (posture du mouvement).

Dans la deuxième étape, nous voulons identif er le paramètre dynamique d du mouvement. Selon les conditions initiales et utilisant la méthode dynamique de la robotique, nous pouvons calculer le couple sur l'articulation du coude Γ_{joint} lorsque l'opérateur réalise la tâche. Nous utilisons les méthodes classiques (méthode de Newton-Euler ou de Lagrange) présentées dans chapitre 2, section 3.4 pour calculer le couple de l'articulation. À partir de l'information Γ_{joint}, nous pouvons identif er le paramètre dynamique d du mouvement réalisé.

Dans la troisième étape, selon le modèle de DMET, le paramètre d provenant de l'étape 2 et les paramètres k et MVC, nous pouvons calculer le DMET d'une tâche dynamique.

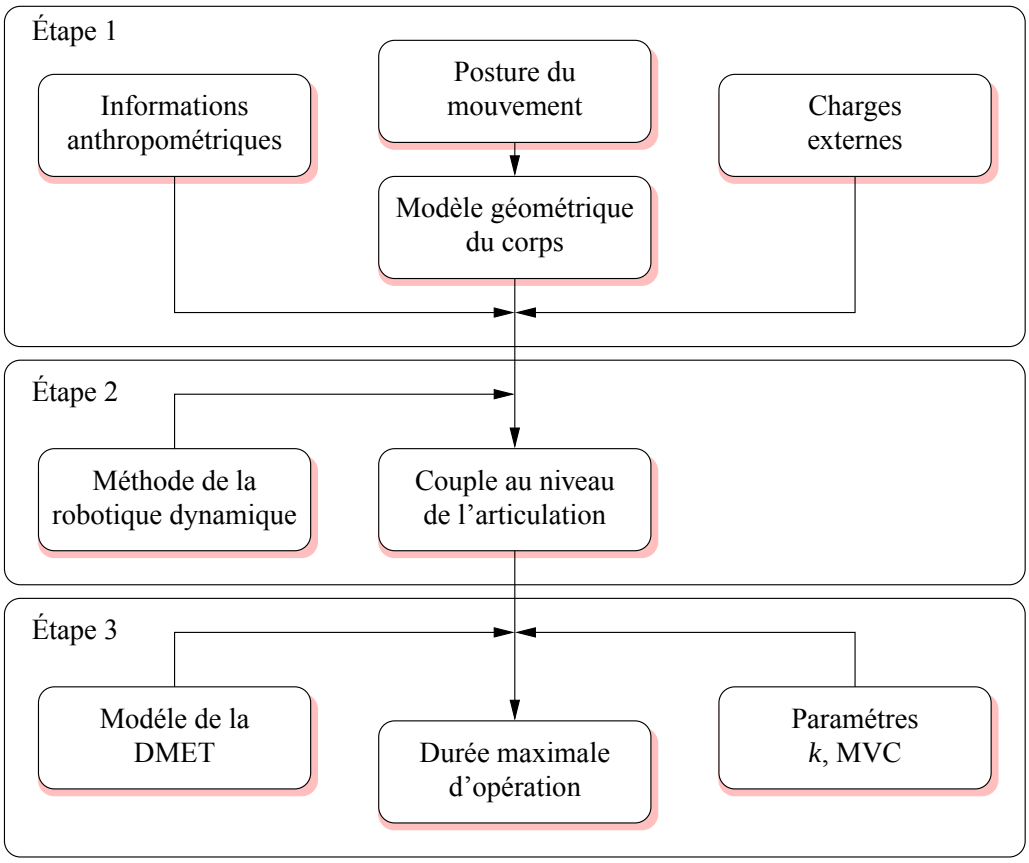


FIGURE 5.10 – Les étapes de calcul de la DMET

5.4.3 Détermination de la durée maximale d'endurance

En suivant les étapes de calculs déf nies précédemment, nous pouvons déterminer la durée de travail maximale DMET pour cette tâche répétitive étudiée. Nous utilisons les valeurs provenant de l'expérimentation (le paramètre de fatigue $k = 0.24(min^{-1})$ et MVC $= 40(N.m)$) dans la simulation. La f gure 5.11 représente la simulation de la diminution du couple lors du mouvement dynamique du coude. Nous obtenons $DMET = t = 16$ minutes pour ce type de tâche. Dans cette étude de cas, nous n'étudions qu'une seule articulation. Si dans la tâche il y a plusieurs articulations qui travaillent en même temps, c'est la durée minimum associée à une articulation qui détermine le temps de travail maximum pour éviter la fatigue, et cela pour toutes les articulations.

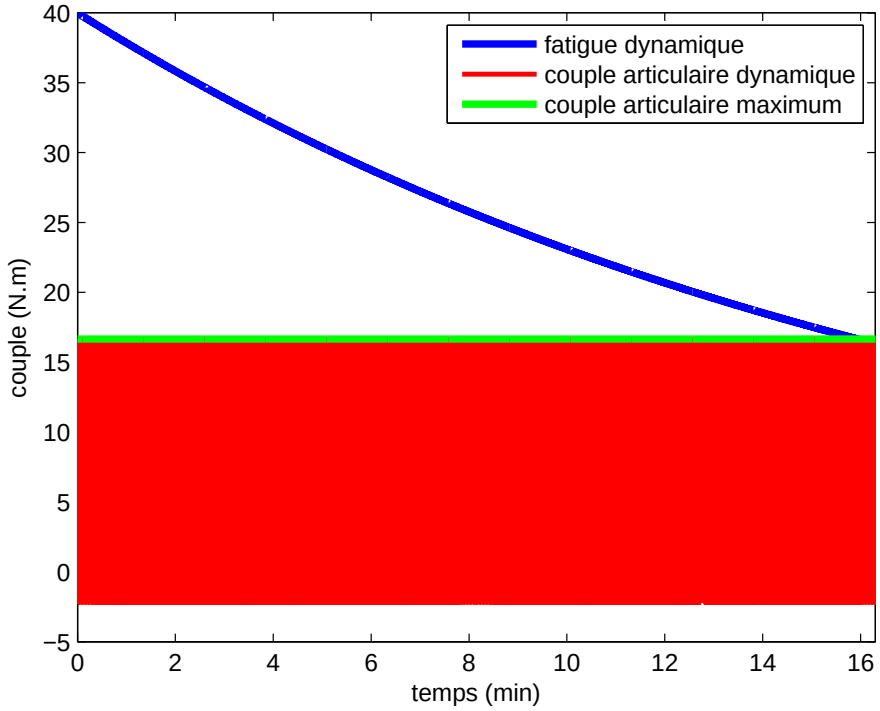


FIGURE 5.11 – Durée de travail maximale dynamique (DMET)

5.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté un modèle de calcul de la durée maximale de travail dans le contexte de tâches dynamiques(DMET). Ce modèle est basé sur le modèle dynamique de fatigue musculaire proposé dans le chapitre 3 et nous avons qualif é ce modèle en le comparant à d'autres modèles de MET déf nis pour des opérations statiques. Ce résultat est l'une des contributions principales de la thèse. Ce modèle (DMET) permet de déf nir la limite de temps de travail avant l'apparition

des troubles musculo-squelettiques. À partir de la comparaison, nous avons déf ni les liens existants entre notre DMET et les autres MET.

La DMET que nous avons proposée est une application du modèle dynamique de fatigue musculaire dans le domaine de l'ergonomie. Cette méthode peut être utilisée pour des mouvements périodiques irréguliers dynamiques. Il augmente le champ d'application du temps maximum d'endurance et dispose d'un large éventail de perspectives d'utilisation. Actuellement, nous avons seulement une qualif cation théorique de notre modèle de DMET. La validation expérimentale reste donc à réaliser.

Chapitre 6

Évaluation de la fatigue musculaire pour les opérations de type “pousser/tirer”

Sommaire

6.1 Introduction **107**

6.2 Classifications des activités de type Pousser/Tirer **108**

6.3 Hypothèse sur l’activité des groupes de muscles **109**

6.4 Méthode d’évaluation de la fatigue musculaire **110**

6.4.1 Évaluation de la fatigue musculaire 111

6.4.2 Prise en compte de la variation de la capacité articulaire 113

6.5 Étude d’une tâche de “pousser/tirer” de type avant/arrière **115**

6.5.1 Description de la tâche 115

6.5.2 Modélisation du bras 116

6.5.3 Génération de la trajectoire 117

6.5.4 Évolution du couple au niveau du coude et de l’épaule 118

6.5.5 Évolution de la capacité articulaire Γ_{MVC} au niveau du coude et de l’épaule 120

6.5.6 Fatigue des groupes de muscles au niveau de l’épaule et du coude 121

6.5.7 Discussion 122

6.6 Conclusion **125**

6.1 Introduction

Les opérations de type “pousser/tirer” sont des activités importantes dans la manutention manuelle (Auburn, 2010). Elles sont très répandues aussi bien dans l’industrie que dans la vie quotidienne. Ces actions de pousser et/ou tirer sont également une source très importante de développe-

ment de troubles musculo-squelettiques (Hoozemans *et al.*, 1998). En effet, NIOSH (1981) signalent qu'environ 20% des blessures de surmenage ont été associées à des opération de pousser/tirer. Snook *et al.* (1978); Klein *et al.* (1984) signalent également qu'environ 8% des maux de dos et 9% des entorses ou foulures du dos sont associés à des opérations de pousser/tirer. De plus, White et Panjabi (1990) signalent que des charges importantes sur les disques lombaires accompagnent ces activités ce qui induit des douleurs dans le dos. Il est donc nécessaire de mieux comprendre ces opérations af n de diminuer les blessures causées par de nombreux surmenages liés à ces activités (White et Panjabi, 1990). La norme internationale ISO 11228-2 (Desbrosses *et al.*, 2010) a récemment proposé une première proposition sur les limites de forces dans des actions de pousser/tirer avec comme objectif la prévention des TMS liés à cette activité.

Cependant, contrairement à d'autres opérations, les opérations de pousser/tirer ont été généralement étudiées dans un champ d'application très limité. La plupart des études décrivent une expérience de laboratoire visant à reproduire une condition de travail. Par exemple, Mital *et al.* (1995) ont étudié les forces isocinétiques pour une opération particulière de pousser/tirer. Cette étude est basée sur un ensemble d'expériences réalisées pour différentes valeurs d'angle et de vitesse. Badi et Boushaala (2008) ont évalué, à l'aide d'une expérience, les forces horizontales de poussée et de traction pour des hauteurs différentes d'opération. Habituellement, la plupart des recherches étudie ces opérations par l'analyse de postures, de facteurs de vitesse, etc. Cependant, seul un petit nombre d'études, comme celle menée par Bonato *et al.* (2002), prennent en considération les facteurs de fatigue.

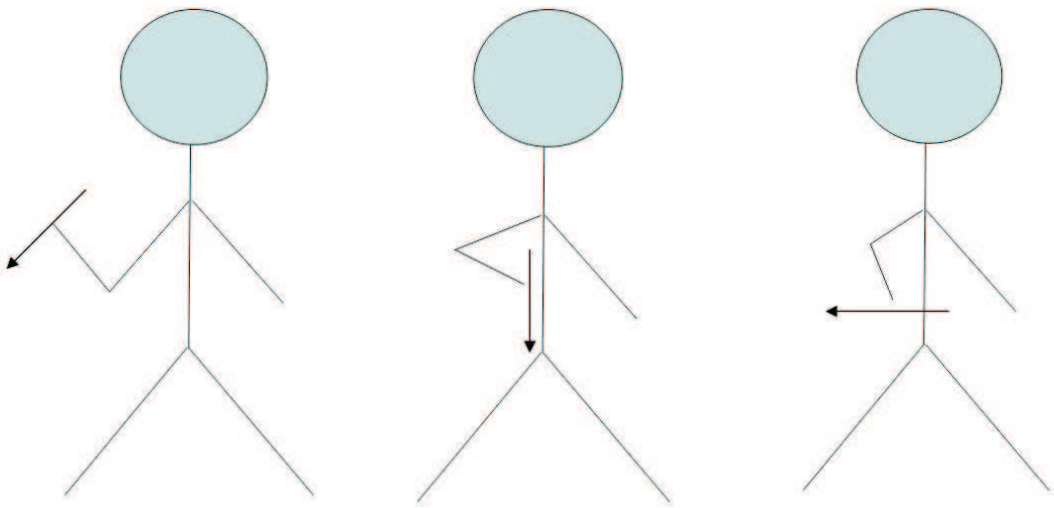
La fatigue causée par la charge physique est l'une des principales causes d'apparition de troubles musculo-squelettiques (TMS). Dans cette section, nous allons utilisés notre modèle de fatigue dynamique pour étudier des opérations de pousser/tirer. Une nouvelle méthode d'évaluation de la fatigue musculaire pour ce type d'opération est alors proposée. L'objectif de ce travail est de prédire les situations de fatigue musculaire en vue de réduire l'apparition de TMS causée par des opérations industrielles. L'étude de certaines postures de travail sera alors réalisée en utilisant ce modèle, ce qui nous permettra d'apporter une première conclusion sur la fatigue du bras.

6.2 Classifications des activités de type Pousser/Tirer

Une opération de type "Pousser/Tirer" est généralement déf nie par une action de poussée pendant laquelle la force générée par la main est dirigée à l'écart du corps et/ou une action de traction pendant laquelle la force est dirigée vers le corps. Dans la vie quotidienne et dans l'industrie, les opérations de type "pousser/tirer" sont courantes (opération de perçage, déplacement d'une charge comme un chariot, etc). Cependant, d'autres opérations ressemblent à ce type de tâches comme les opérations de

levage (haut/bas) ou de transfert (gauche/droite). Nous concentrons notre étude sur le bras et les mouvements liés aux articulations de l'épaule et du coude. Nous décidons alors de classif er les opérations de type "Pousser/Tirer" en trois catégories :

- Tâche de type *Avant/Arrière* (f gure 6.1(a)). Ce type d'opération correspond à la majorité des tâches considérées. Lorsqu'on parle d'une opération de pousser/tirer, la plupart des gens pensent à cette opération.
- Tâche de type *Haut/Bas* (f gure 6.1(b)). Cette situation de déplacement vertical est généralement appelée levage. Le levage est aussi une opération importante dans le travail de l'industrie.
- Tâche de type *Gauche/droite* (f gure 6.1(c)). Cette opération, qui s'apparente à du transport, est aussi une opération importante dans l'industrie, mais il semble que peu de gens font des recherches sur ce type d'opération.



(a) Type Avant/Arrière (b) Type Haut/Bas (c) Type Gauche/droite

FIGURE 6.1 – Classif cation des opérations de type "Pousser/Tirer"

6.3 Hypothèse sur l'activité des groupes de muscles

Lors d'un mouvement simple, presque toutes les parties du corps sont en mouvement. Dans ce chapitre, nous faisons l'hypothèse que seul le bras droit est en mouvement. De plus, nous considérons un poignet et une main rigide liés à l'avant-bras. Dans ce cas, nous pouvons limiter l'étude à deux articulations : l'épaule et le coude. La position de l'épaule est considérée f xe.

D'un point de vue macroscopique, lors d'une opération de type "pousser/tirer", les groupes musculaires associés aux articulations de l'épaule (*i.e.* deltoïdes et muscles sous-scapulaires) et du coude (*i.e.* triceps et biceps) sont activés différemment. Par exemple, lors d'une opération de poussée, les

groupes musculaires du triceps liés à l'articulation du coude sont principalement utilisés. Inversement, lors d'une opération de traction, ce sont principalement les biceps qui son utilisés. Dans le cas de l'épaule, la répartition des actions de chaque groupe de muscles est plus complexe. Généralement, lors d'une opération de poussée, nous pouvons supposer que le groupe de muscles deltoïdes et les muscles connexes sont principalement utilisés. Inversement, lors d'une opération de traction, les muscles sous-scapulaires et les muscles connexes sont principalement utilisés. Sur cette base, nous faisons l'hypothèse que chaque articulation est contrôlée par deux groupes de muscles : ceux qui poussent et ceux qui tirent.

De plus, nous supposons que, pendant la phase d'activité d'un groupe de muscles "poussant", le groupe de muscles "tirant" est inactif et inversement. Cette hypothèse sur une activation distincte des groupes de muscles suppose que le facteur de co-contraction est ignoré. La prise en compte du phénomène de co-contraction ne peut être réalisé que par une mesure par EMG. Notre étude se situant au niveau macroscopique, nous n'avons pas accès à cette information.

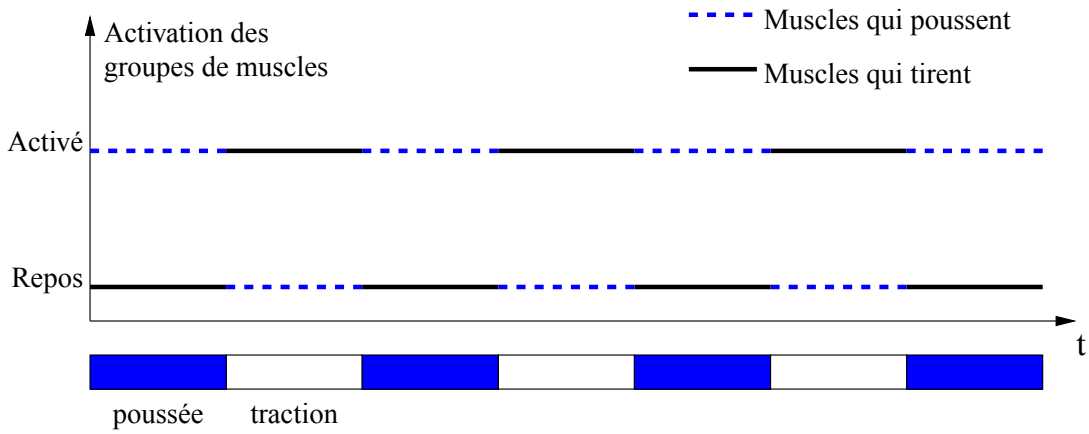


FIGURE 6.2 – Hypothèse d'activité des muscles pendant les opérations de "pousser/tirer"

Nous supposons alors notre tâche composée de deux phases distinctes. La phase de poussée fait intervenir deux groupes de muscles (ceux du coude et de l'épaule), la phase de traction fait intervenir deux autres groupes de muscles. La f gure 6.2 permet d'illustrer des groupes de muscles liés à une articulation lors d'une opération de type "pousser/tirer". Cette supposition est à la base de notre modèle d'évaluation de la fatigue musculaire.

6.4 Méthode d'évaluation de la fatigue musculaire

Nous supposons dans la suite de ce chapitre que les phases de pousser et de tirer se répètent périodiquement (période T). Le temps de poussée lors d'un cycle de mouvement est égal à T^{pousser}. Le temps de traction lors d'un cycle de mouvement est égal à T^{tirer}. Nous avons donc $T = T^{\text{pousser}} + T^{\text{tirer}}$.

6.4.1 Évaluation de la fatigue musculaire

À partir de l'hypothèse énoncée ci-dessus, nous pouvons dissocier chaque groupe de muscles et ainsi évaluer leur fatigue séparément. Lors d'une opération de pousser/tirer, nous appliquons alors le modèle de fatigue musculaire proposé au chapitre 3 de façon similaire pour chaque groupe de muscle.

$$\begin{aligned} \Gamma_{\text{cem}}^{\text{pousser}}(t^{\text{pousser}}) &= \Gamma_{\text{MVC}}^{\text{pousser}} \cdot e^{-\frac{k}{\Gamma_{\text{MVC}}^{\text{pousser}}} \int_0^{t^{\text{pousser}}} \Gamma^{\text{pousser}}(\theta(u),\dot{\theta}(u),\ddot{\theta}(u),M_{load})du} \\ \Gamma_{\text{cem}}^{\text{tirer}}(t^{\text{tirer}}) &= \Gamma_{\text{MVC}}^{\text{tirer}} \cdot e^{-\frac{k}{\Gamma_{\text{MVC}}^{\text{tirer}}} \int_0^{t^{\text{tirer}}} \Gamma^{\text{tirer}}(\theta(u),\dot{\theta}(u),\ddot{\theta}(u),M_{load})du} \end{aligned} \tag{6.1}$$

où t^{pousser} et t^{tirer} représentent respectivement les temps de poussée et de traction. Les valeurs de $\Gamma_{\text{MVC}}^{\text{pousser}}$ et $\Gamma_{\text{MVC}}^{\text{tirer}}$ sont ici considérées constantes et représentent respectivement la capacité maximale de l'articulation à générer un couple de poussée et de traction.

Comme les deux groupes de muscles travaillent en alternance, le modèle de fatigue du bras lors d'une opération de pousser/tirer peut être exprimé par une fonction continue par morceaux. Chaque groupe de muscles se fatigue uniquement pendant sa phase d'action. Il est donc nécessaire pour chaque groupe de muscles de ne considérer que le temps d'action et de supprimer le temps passé dans la phase d'inactivité.

$$\Gamma_{\text{cem}}^{\text{pousser/tirer}}(t) = \begin{cases} \Gamma_{\text{cem}}^{\text{pousser}}(t^{\text{pousser}}), & t \in \text{phase de poussée} \\ \Gamma_{\text{cem}}^{\text{tirer}}(t^{\text{tirer}}), & t \in \text{phase de traction} \end{cases} \tag{6.2}$$

où t^{pousser} et t^{tirer} représentent respectivement les temps totaux de poussée et de traction depuis le début du travail. La f gure 6.3 montre de façon schématique la fatigue d'une articulation du bras (épaule ou coude) lors d'une opération de pousser/tirer.

Soit un instant t contenu dans une phase de poussée. Nous avons $t^{\text{pousser}} = t - t^{\text{tirer}}$. Puisque nous considérons t appartenant à une phase de poussée, nous avons $t^{\text{pousser}} = t - k \cdot T^{\text{tirer}}$ avec k nombre entier de phases de traction terminées depuis le début du travail. La f gure 6.4 représente le nombre de phases de traction terminées en fonction du temps.

La fonction correspondante peut s'écrire formellement sous la forme $k = \lfloor t/T \rfloor$ d'où

$$t^{\text{pousser}} = t - \left\lfloor \frac{t}{T} \right\rfloor \cdot T^{\text{tirer}}$$

Soit un instant t contenu dans une phase de traction. Nous avons $t^{\text{tirer}} = t - t^{\text{pousser}}$. Puisque nous considérons t appartenant à une phase de poussée, nous avons $t^{\text{tirer}} = t - k \cdot T^{\text{pousser}}$ avec k nombre entier de phases de poussée terminées depuis le début de travail. La f gure 6.5 représente le nombre de phases de poussée terminées en fonction du temps.

La fonction correspondante peut s'écrire formellement sous la forme $k = \left\lfloor (t + T^{\text{tirer}})/T \right\rfloor$ d'où

$$t^{\text{tirer}} = t - \left\lfloor \frac{t + T^{\text{tirer}}}{T} \right\rfloor \cdot T^{\text{pousser}}$$

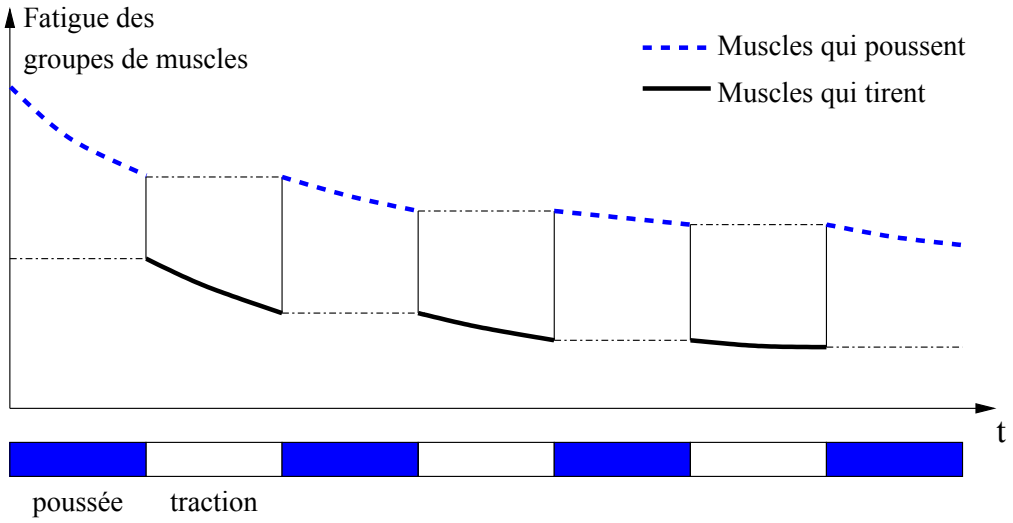


FIGURE 6.3 – Représentation schématique de la fatigue musculaire au niveau d'une articulation lors d'une opération de "pousser/tirer"

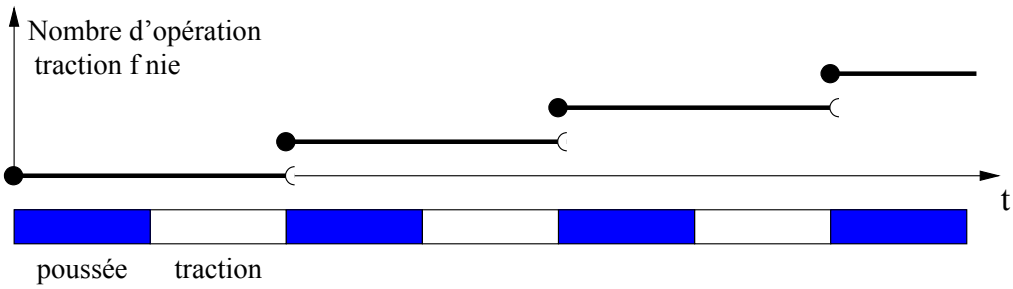


FIGURE 6.4 – Nombres de phases de traction réalisées

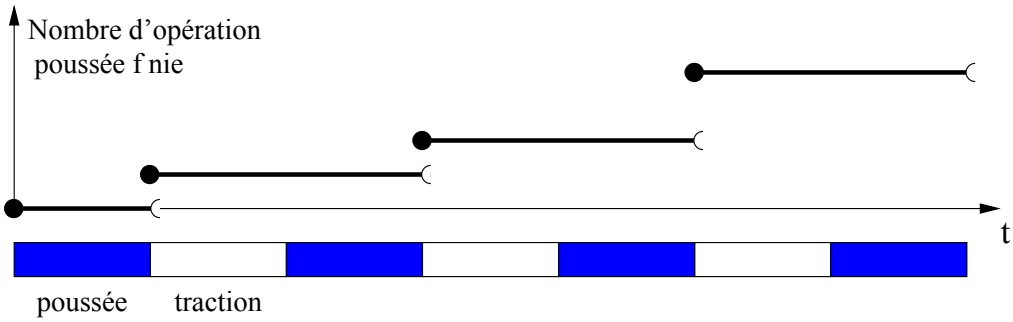


FIGURE 6.5 – Nombres de phases de poussée réalisées

L'équation (6.2) peut donc se réécrire sous la forme suivante.

$$\Gamma_{\text{cem}}^{\text{pousser/tirer}}(t) = \begin{cases} \Gamma_{\text{cem}}^{\text{pousser}}\left(t - \left\lfloor \frac{t}{T} \right\rfloor \cdot T^{\text{tirer}}\right), & t \in \text{phase de poussée} \\ \Gamma_{\text{cem}}^{\text{tirer}}\left(t - \left\lfloor \frac{t+T^{\text{tirer}}}{T} \right\rfloor \cdot T^{\text{pousser}}\right), & t \in \text{phase de traction} \end{cases} \tag{6.3}$$

Les couples articulaires au niveau de l'épaule et du coude sont calculés en utilisant une méthode robotique à partir de la connaissance des efforts extérieurs et des paramètres anthropomorphiques de l'opérateur.

6.4.2 Prise en compte de la variation de la capacité articulaire

Modèle de capacité musculaire

Dans l'équation de la fatigue musculaire, l'un des paramètres important est le couple maximal Γ_{MVC} que le muscle peut générer. En situation statique, la valeur de la Γ_{MVC} est une constante et dépend de la posture du bras. Dans une situation dynamique, la valeur de Γ_{MVC} change en fonction de la posture. En utilisant le modèle déf ni par Chaffin *et al.* (1999), nous pouvons obtenir la valeur de Γ_{MVC} en fonction de la posture. Ce modèle est illustré dans la tableau 6.1. Il dépend des valeurs des angles des articulations de l'épaule α_s et du coude α_e. La f gure 6.6 représente ces deux angles pour une posture donnée. Un facteur d'ajustement G est utilisé pour prendre en compte le genre de l'opérateur (masculin ou féminin). La f gure 6.7 montre le couple maximal pouvant être exercé au niveau du coude et de l'épaule en fonction des angles du bras pour les hommes et les femmes.

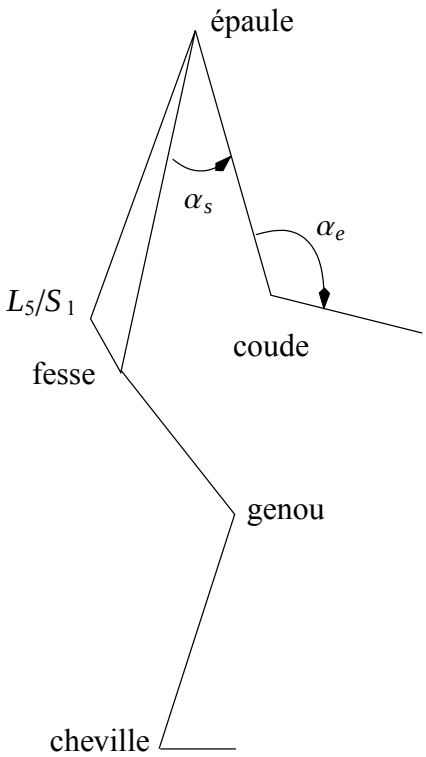


Figure 6.6 – Posture humain pour le modèle de capacité musculaire Chaffin *et al.* (1999)

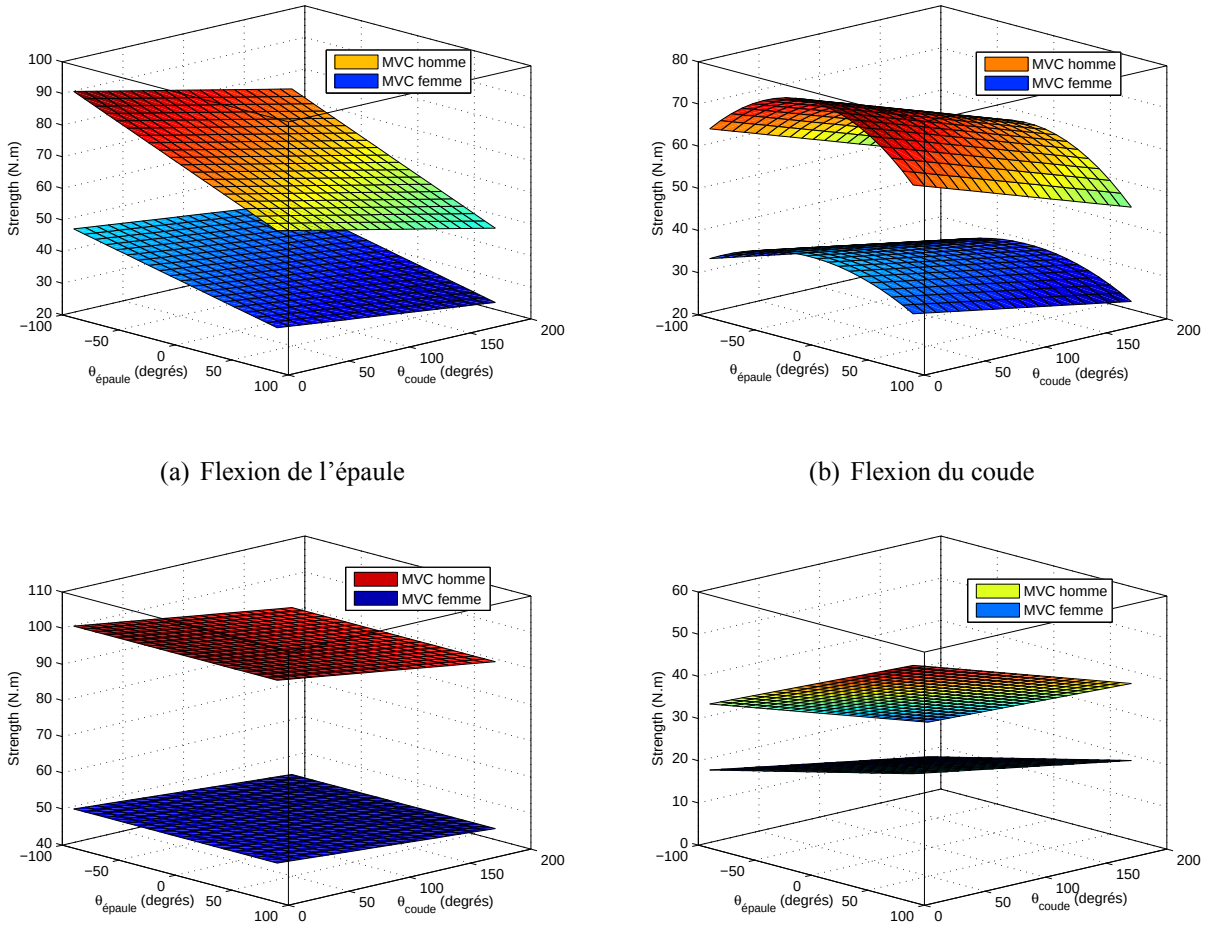
Application au modèle de fatigue musculaire

En prenant en compte cette considération, la valeur de Γ_{MVC} n'est donc plus une constante mais une variable évoluant au cours du temps ($\Gamma_{\mathrm{MVC}}(t)$). Notre modèle de fatigue musculaire est donc modif é. Reprenons la base de notre modèle de fatigue musculaire déf ni par l'équation (3.4) au chapitre 3.

$$\frac{d\Gamma_{\mathrm{cem}}}{dt} = -k \cdot \frac{\Gamma_{\mathrm{joint}}}{\Gamma_{\mathrm{MVC}}} \cdot \Gamma_{\mathrm{cem}}$$

Articulation/mouvement	Capacité articulaire (Γ_{MVC})	Facteur d'ajustement (G)	
		Masculin	Féminin
Flexion du coude	$(336.29 + 1.544\alpha_e - 0.0085\alpha_e^2 - 0.5\alpha_s) \cdot G$	0.1913	0.1005
Extension du coude	$(264.153 + 0.575\alpha_e - 0.425\alpha_s) \cdot G$	0.2126	0.1153
Flexion de l'épaule	$(227.338 + 0.525\alpha_e - 0.296\alpha_s) \cdot G$	0.2854	0.1495
Extension de l'épaule	$(204.562 + 0.099\alpha_s) \cdot G$	0.4957	0.2485

TABLEAU 6.1 – Modèle proposé par Chaffin *et al.* (1999) sur les capacités articulaires



(a) Flexion de l'épaule

(b) Flexion du coude

(c) Extension de l'épaule

(d) Extension du coude

FIGURE 6.7 – Capacité de l'épaule et du coude pour différentes postures du bras (α_s et α_e sont exprimées en degrés)

Cette formule peut être écrite comme :

$$\frac{\dot{\Gamma_{\text{cem}}}(t)}{\Gamma_{\text{cem}}(t)} = -k \cdot \frac{\Gamma(\boldsymbol{\theta}(t), \dot{\boldsymbol{\theta}}(t), \ddot{\boldsymbol{\theta}}(t), M_{\text{load}})}{\Gamma_{\text{MVC}}(\boldsymbol{\theta}(t))}$$

Dans cette partie, la variable $\boldsymbol{\theta}$ est un vecteur qui contient les angles de l'épaule et du coude. Si Γ_{MVC} est une variable, le résultat de l'intégration de l'équation précédente est donné par

$$\Gamma_{\text{cem}}(t) = C \cdot e^{-k \int_0^t \frac{\Gamma(\boldsymbol{\theta}(u),\dot{\boldsymbol{\theta}}(u),\ddot{\boldsymbol{\theta}}(u),M_{\text{load}})}{\Gamma_{\text{MVC}}(\boldsymbol{\theta}(u))} du}$$

Puisque Γ_{MVC} est, dans ce cas, une variable dépendant du temps, elle ne peut plus être sortie de l'intégrale lors de la résolution de l'équation différentielle. Ceci constitue la différence avec le modèle dynamique de fatigue musculaire présenté jusqu'ici. Pour déterminer la constante d'intégration C, nous supposons que $\Gamma_{\text{cem}}(0) = \Gamma_{\text{MVC}}(\boldsymbol{\theta}(0))$. Le modèle dynamique de fatigue musculaire s'exprime alors de la façon suivante :

$$\Gamma_{\text{cem}}(t) = \Gamma_{\text{MVC}}(\boldsymbol{\theta}(0)) \cdot e^{-k \int_0^t \frac{\Gamma(\boldsymbol{\theta}(u),\dot{\boldsymbol{\theta}}(u),\ddot{\boldsymbol{\theta}}(u),M_{\text{load}})}{\Gamma_{\text{MVC}}(\boldsymbol{\theta}(u))} du} \tag{6.4}$$

De même que dans la sous-section ci-dessus, nous appliquons ce modèle de fatigue de façon similaire pour les groupes de muscles "poussant" et "tirant" lors d'une opération de type pousser/tirer.

$$\begin{aligned} \Gamma_{\text{cem}}^{\text{pousser}}(t^{\text{pousser}}) &= \Gamma_{\text{MVC}}^{\text{pousser}}(\boldsymbol{\theta}(0)) \cdot e^{-k \int_0^{t^{\text{pousser}}} \frac{\Gamma^{\text{pousser}}(\boldsymbol{\theta}(u),\dot{\boldsymbol{\theta}}(u),\ddot{\boldsymbol{\theta}}(u),M_{\text{load}})}{\Gamma_{\text{MVC}}^{\text{pousser}}(\boldsymbol{\theta}(u))} du} \\ \Gamma_{\text{cem}}^{\text{tirer}}(t^{\text{tirer}}) &= \Gamma_{\text{MVC}}^{\text{tirer}}(\boldsymbol{\theta}(0)) \cdot e^{-k \int_0^{t^{\text{tirer}}} \frac{\Gamma^{\text{tirer}}(\boldsymbol{\theta}(u),\dot{\boldsymbol{\theta}}(u),\ddot{\boldsymbol{\theta}}(u),M_{\text{load}})}{\Gamma_{\text{MVC}}^{\text{tirer}}(\boldsymbol{\theta}(u))} du} \end{aligned} \tag{6.5}$$

Nous reprenons alors le modèle présenté à l'équation (6.3) pour décrire la fatigue musculaire au niveau du bras.

$$\Gamma_{\text{cem}}^{\text{pousser/tirer}}(t) = \begin{cases} \Gamma_{\text{cem}}^{\text{pousser}}\left(t - \left\lfloor \frac{t}{T} \right\rfloor \cdot T^{\text{tirer}}\right), & t \in \text{phase de poussée} \\ \Gamma_{\text{cem}}^{\text{tirer}}\left(t - \left\lfloor \frac{t+T^{\text{tirer}}}{T} \right\rfloor \cdot T^{\text{pousser}}\right), & t \in \text{phase de traction} \end{cases} \tag{6.6}$$

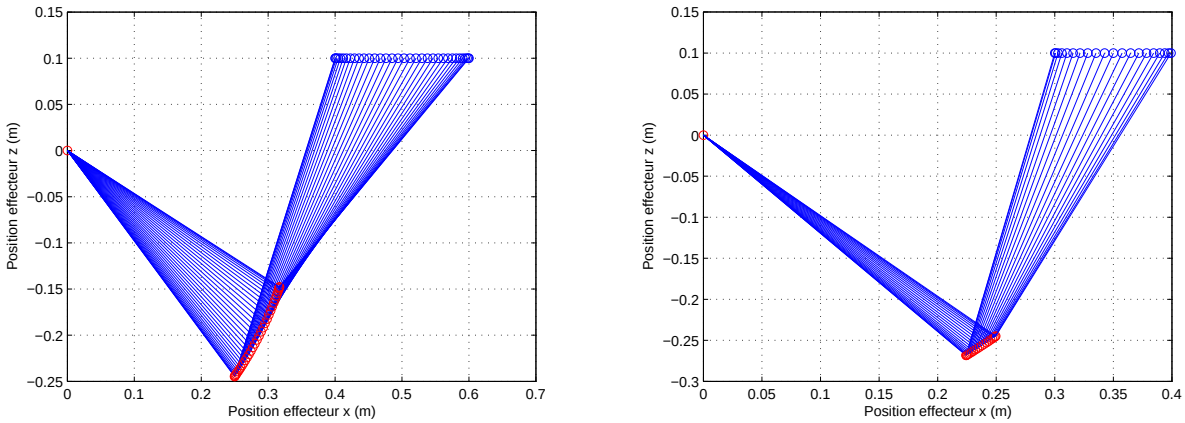
6.5 Étude d'une tâche de "pousser/tirer" de type avant/arrière

Beaucoup de tâches dans le monde industriel réalisent des opérations de pousser/tirer. Dans cette étude, nous évaluons la fatigue des articulations de l'épaule et du coude pour une opération de pousser/tirer de type avant/arrière. La fatigue du bras dépend de la fatigue des muscles de l'épaule et de la fatigue des muscles du coude. Nous présentons ci-dessous le modèle du bras utilisé af n de calculer les couples exercés au niveau du coude et de l'épaule lors de l'opération. Ceci nous permet, par la suite, de déterminer la fatigue liée aux muscles du coude et de l'épaule.

6.5.1 Description de la tâche

Nous supposons dans notre étude un travailleur de sexe masculin, de taille 188 cm et de poids 90 kg. Cet homme réalise une opération en tenant un outil dans sa main de poids de 2 Kg (considéré comme une charge ponctuelle). La position initiale de la main, notée P_0 est telle que $P_0 =$

$\{P_{x,0}, P_{y,0}\} = \{0.4, 0.1\}$ m et la position f nale, notée P_f est telle que $P_f = \{P_{x,f}, P_{y,f}\} = \{0.6, 0.1\}$ m. La position déf nie par $\{0, 0\}$ représente la position de l'épaule. Le travailleur utilise une force 20N en poussée et une force de 10N en traction. Les deux opérations (poussée et traction) durent le même temps ($T_{\text{pousser}} = T_{\text{tirer}} = 5$ secondes). Cette opération peut représentée par exemple en première approximation une opération de perçage horizontal. La f gure 6.8(a) présente cette opération.



(a) Étude de cas

(b) Mouvement pour la discussion

FIGURE 6.8 – Postures du bras lors d'une opération de "pousser/tirer"

6.5.2 Modélisation du bras

Pour réaliser l'analyse de la fatigue du bras, nous introduisons son modèle géométrique (modèle issu du monde de la robotique). Le schéma cinématique de la f gure 6.9 représente le modèle de bras considéré. Le tableau 6.2 regroupe les paramètres de Denavit et Hartenberg (1955) (présenté au chapitre 2) déf nissant les matrices de transformation. Nous considérons uniquement un mouvement dans un plan (le plan x0, z0). Les articulations du coude et de l'épaule sont alors modélisées par des liaisons rotoïdes.

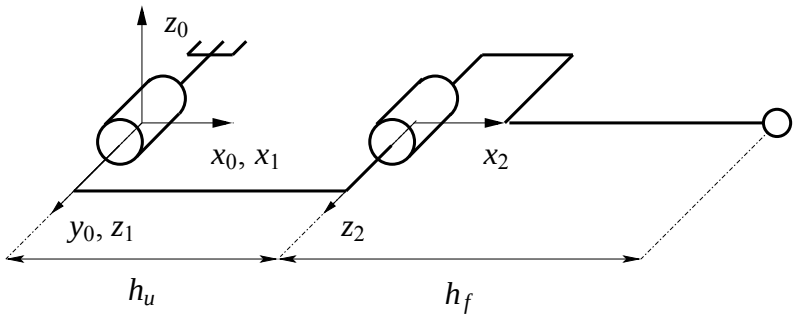


FIGURE 6.9 – Modèle géométrique du bras

Articulation	σ	d	α	r	θ	θ_{initial}
1 (épaule)	0	0	$\pi/2$	0	θ_1	0
2 (coude)	0	h_u	0	0	θ_2	0

Tableau 6.2 – Paramètres de DH du bras

6.5.3 Génération de la trajectoire

Pour analyser un mouvement, deux méthodes peuvent être considérées : la première est de déf nir la trajectoire dans l'espace cartésien, la deuxième dans l'espace articulaire. Nous allons dans cette partie comparer les deux méthodes.

Génération de la trajectoire dans l'espace articulation

Deux possibilités pour les angles peuvent être considérées : une posture appelée coude haut et une autre appelée coude bas. Dans la suite, nous considérons une posture coude bas ($\theta_1 \leq 0$ et $\theta_2 \geq 0$). Dans notre cas particulier, la position articulaire initiale est $\{\theta_{1,0}, \theta_{2,0}\} \approx \{-44, 111\}$ degrés, la position articulaire f nale est $\{\theta_{1,f}, \theta_{2,f}\} \approx \{-25, 66\}$ degrés.

Si nous supposons une vitesse nulle au début et à la f n de chaque phase de poussée et de traction, nous pouvons utiliser l'interpolation polynomiale du 3ème ordre af n de simuler ce mouvement. Comme présenté dans le chapitre 3, section 3.6.2, la trajectoire entre θ_0 et θ_f pour chaque articulation est déterminée par :

$$\theta(t) = \theta_0 + r(t) \cdot \left(\theta_f - \theta_0\right), \quad 0 \leq t \leq t_f$$

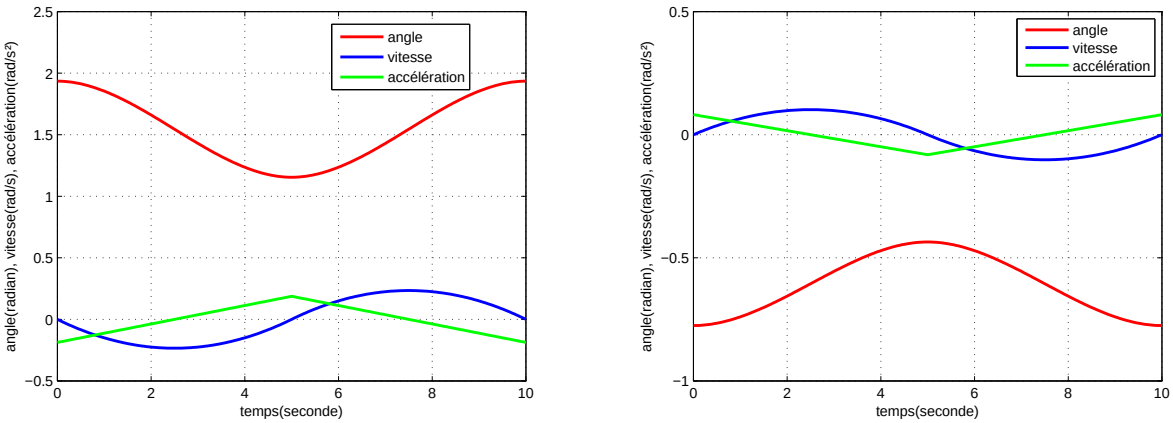
avec les conditions exprimées ci-dessus déf nissant le polynôme d'interpolation :

$$r(t) = 3\left(\frac{t}{t_f}\right)^2 - 2\left(\frac{t}{t_f}\right)^3$$

À partir de cette fonction d'interpolation, nous pouvons obtenir la vitesse angulaire et l'accélération angulaire à chaque instant. La f gure 6.10 représente l'évolution de l'angle, de la vitesse et de l'accélération angulaire considérée pour le coude et l'épaule.

Génération de la trajectoire dans l'espace cartésien

Quand nous générons la trajectoire dans l'espace articulaire, la trajectoire de l'effecteur (la main) dans l'espace cartésien n'est pas une ligne droite. De même que nous générons la trajectoire du bras dans l'espace cartésien en supposant une vitesse nulle au début et à la f n du mouvement, nous pouvons également utiliser la même fonction polynomiale pour simuler ce mouvement dans l'espace cartésien.



(a) Coude (b) Épaule

FIGURE 6.10 – Évolution de l'angle, de la vitesse et de l'accélération angulaire au niveau du coude et de l'épaule lors de l'opération en considérant une trajectoire dans l'espace articulaire

La trajectoire entre P_0 et P_f est déterminée par :

$$P(t) = P_0 + r(t) \cdot \left(P_f - P_0\right), \quad 0 \leq t \leq t_f$$

Les conditions exprimées ci-dessus entrainent le polynôme d'interpolation :

$$r(t) = 3\left(t/t_f\right)^2 - 2\left(t/t_f\right)^3$$

À partir de cette fonction d'interpolation et à l'aide des modèles géométriques inverse, cinématiques inverse et dynamiques inverse, nous pouvons obtenir l'évolution de la position, de la vitesse et de l'accélération angulaire à chaque instant. La f gure 6.11 représente ces paramètres pour le coude et l'épaule pour un cycle du mouvement déf ni ci-dessus (position initiale et f nale).

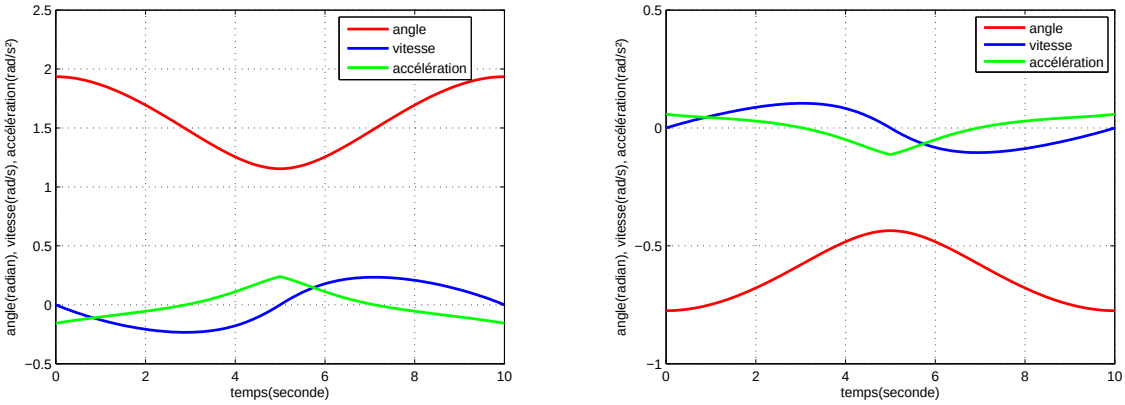
6.5.4 Évolution du couple au niveau du coude et de l'épaule

À partir des vecteurs de position angulaire $\boldsymbol{\theta}$, de vitesse angulaire $\dot{\boldsymbol{\theta}}$ et d'accélération angulaire $\ddot{\boldsymbol{\theta}}$, nous utilisons la méthode de Lagrange pour déterminer le couple nécessaire au mouvement. Nous rappelons la formule :

$$\Gamma_i = \frac{d}{dt}\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_i} - \frac{\partial L}{\partial \theta_i}, \quad i = 1, \ldots, n \tag{6.7}$$

Dans notre étude de cas, nous considérons des forces externes Γ_{externe} lors de l'opération de "pousser/tirer". Les forces externes sont représentées par un vecteur qui se compose de la force exercée selon l'axe X (f_x), de la force exercée selon l'axe Z (f_y) et du couple exercé selon l'axe Z (m_z). Le couple Γ_{joint} au niveau de chaque articulation s'exprime alors comme suit :

$$\Gamma_{\text{joint}} = \Gamma_i + \Gamma_{i,\ \text{externe}} \tag{6.8}$$



(a) Coude (b) Épaule

FIGURE 6.11 – Évolution de l'angle, de la vitesse et de l'accélération angulaire au niveau du coude et de l'épaule lors de l'opération en considérant une trajectoire dans l'espace cartésien

Le nombre de liaisons dans notre étude de cas est limité à 2 (l'épaule et le coude) car le mouvement est planaire. Après le calcul de l'énergie cinématique et de l'énergie potentielle au centre de gravité de chaque corps et en appliquant la formule (6.8), le couple Γ_{joint} au niveau de l'épaule est :

$$\begin{aligned}
\Gamma_{\text{épaule}} &= \ddot{\theta}_1 \quad (m_u \cdot (h_u^2/3 + r_u^2/4) + m_f \cdot (h_u^2 + h_f^2/3 + r_f^2/4 + h_u \cdot h_f \cdot \cos(\theta_2)) \\
&\qquad + m_o \cdot (h_u^2 + h_f^2 + 2 \cdot h_u \cdot h_f \cdot \cos(\theta_2))) \\
&+ \ddot{\theta}_2 \quad (m_f \cdot (h_f^2/3 + r_f^2/4 + h_u \cdot h_f \cdot \cos(\theta_2)/2) + m_o \cdot (h_f^2 + h_u \cdot h_f \cdot \cos(\theta_2))) \\
&+ g \quad (m_f \cdot (h_f/2 \cdot \cos(\theta_1 + \theta_2) + h_u \cdot \cos(\theta_1)) + m_u \cdot (h_u/2 \cdot \cos(\theta_1)) \\
&\qquad + m_o \cdot (h_f \cdot \cos(\theta_1 + \theta_2) + h_u \cdot \cos(\theta_1))) \\
&+ \quad \Gamma_{\text{épaule, externe}}
\end{aligned} \tag{6.9}$$

où

$$\Gamma_{\text{épaule, externe}} = (-\sin(\theta_1) \cdot h_u - \sin(\theta_1 + \theta_2) \cdot h_f) \cdot f_x + (\cos(\theta_1) \cdot h_u + \cos(\theta_1 + \theta_2) \cdot h_f) \cdot f_y + m_z \tag{6.10}$$

Le couple Γ_{joint} au niveau du coude est :

$$\begin{aligned}
\Gamma_{\text{coude}} &= \ddot{\theta}_1 \quad (m_f \cdot (h_f^2/3 + r_f^2/4 + h_u * h_f/2 \cdot \cos(\theta_2)) + m_o \cdot (h_f^2 + h_u \cdot h_f \cdot \cos(\theta_2))) \\
&+ \ddot{\theta}_2 \quad (m_f \cdot (h_f^2/3 + r_f^2/4) + m_o \cdot (h_f^2)) \\
&+ \dot{\theta}_1 \quad (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \cdot (m_f \cdot (h_u \cdot h_f/2 \cdot \sin(\theta_2)) + m_o \cdot (h_u \cdot h_f \cdot \sin(\theta_2))) \\
&+ g \quad (m_f \cdot (h_f/2 \cdot \cos(\theta_1 + \theta_2)) + m_o \cdot (h_f \cdot \cos(\theta_1 + \theta_2))) \\
&+ \quad \Gamma_{\text{coude, externe}}
\end{aligned} \tag{6.11}$$

où

$$\Gamma_{\text{coude, externe}} = -\sin(\theta_1 + \theta_2) \cdot h_f \cdot f_x + \cos(\theta_1 + \theta_2) \cdot *h_f \cdot f_y + m_z \tag{6.12}$$

L'évolution des couples articulaires au niveau de l'épaule et du coude pour un déplacement horizontal selon l'axe x_0 entre $P_0 = \{P_{x,0}, P_{y,0}\} = \{0.4, 0.1\}$ mètres et $P_f = \{P_{x,f}, P_{y,f}\} = \{0.6, 0.1\}$ mètres sont présentés sur la f gure 6.12.

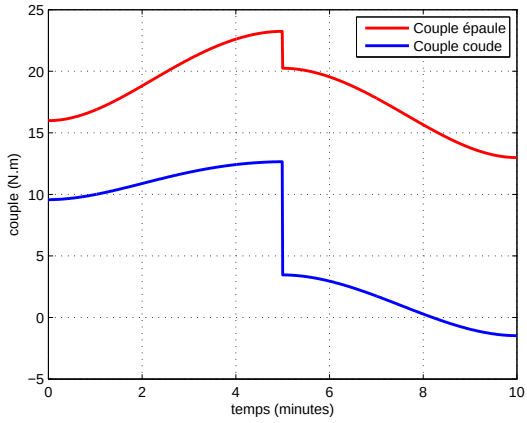


FIGURE 6.12 – Évolution du couple au niveau de l'épaule et du coude pour une période d'opération

À partir de cette f gure, nous pouvons remarquer que le couple généré par l'épaule est toujours plus grand que celui du coude. Nous observons également que les deux courbes ne sont pas continues. Au niveau du changement de phase poussée/traction (ou traction/poussée), une discontinuité apparaît provenant du changement des forces externes. Lors des phases de poussée ou de traction, le couple reste cependant dans une évolution continue.

6.5.5 Évolution de la capacité articulaire Γ_{MVC} au niveau du coude et de l'épaule

Selon le modèle proposé par Chaffin *et al.* (1999), nous pouvons déterminer la capacité articulaire Γ_{MVC} de l'épaule et du coude quand le bras est dans différentes postures. Dans notre étude, nous supposons deux phases d'opération : la poussée et la traction. Selon la déf nition de la f exion et de l'extension de l'épaule et du coude, l'opération de poussée fait intervenir une f exion de l'épaule et une extension du coude. À l'inverse, l'opération de traction fait intervenir une extension de l'épaule et une f exion du coude. La f gure 6.13 montre l'évolution de Γ_{MVC} pour l'épaule et le coude dans une opération complète de pousser/tirer.

Lors du changement de phase de l'opération (poussée/traction ou traction/poussée), nous remarquons une discontinuité entre les capacités articulaires. Cela signif e que lors d'une opération de pousser/tirer, nous utilisons les différents groupes de muscles liés aux articulations.

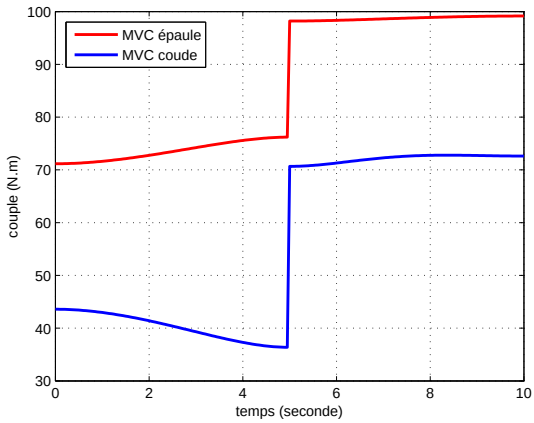
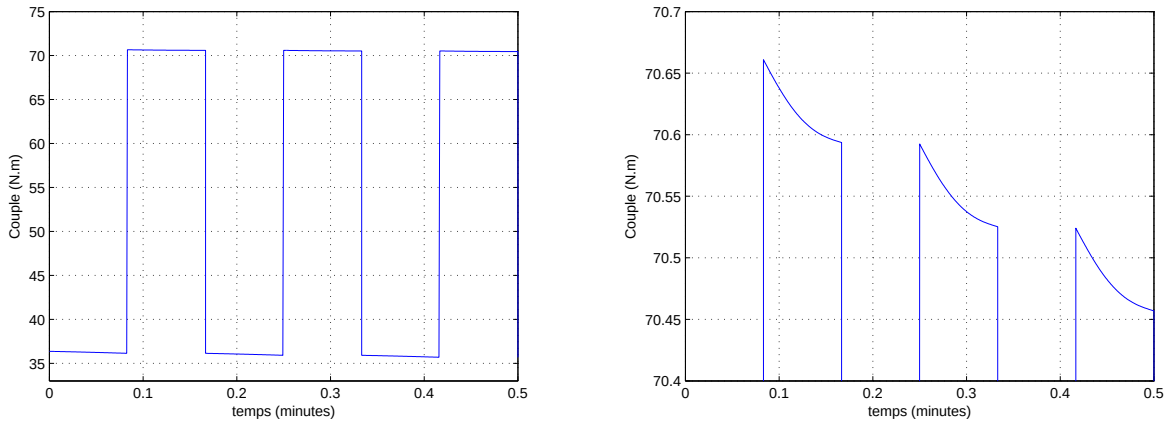


FIGURE 6.13 – Évolution de Γ_{MVC} au niveau de l'épaule et du coude pour une période d'opération

6.5.6 Fatigue des groupes de muscles au niveau de l'épaule et du coude

Le paramètre de fatigue k dépend de l'individu et de l'articulation. Dans la simulation d'une opération de "pousser/tirer", nous utilisons les valeurs moyennes du paramètre k identif ées au chapitre 4 pour l'épaule et le coude et retenons les valeurs de $k_{\text{épaule}} = 0.17$ et $k_{\text{coude}} = 0.24$. Nous supposons que ces valeurs sont constantes pour l'ensemble du mouvement considéré. Les couples exercés au niveau des articulations de l'épaule et du coude sont estimés par la méthode de Lagrange (équations (6.9) et (6.11)). Selon le modèle proposé par Chaffin *et al.* (1999), nous estimons les capacités articulaires Γ_{MVC} de l'épaule et du coude pour les différentes postures de l'opération. Nous pouvons alors déterminer les tendances de fatigue pour l'épaule et le coude. Les f gures 6.14 et 6.15 représentent l'évolution de la fatigue au niveau des articulations de l'épaule et du coude lors de l'opération de pousser/tirer.

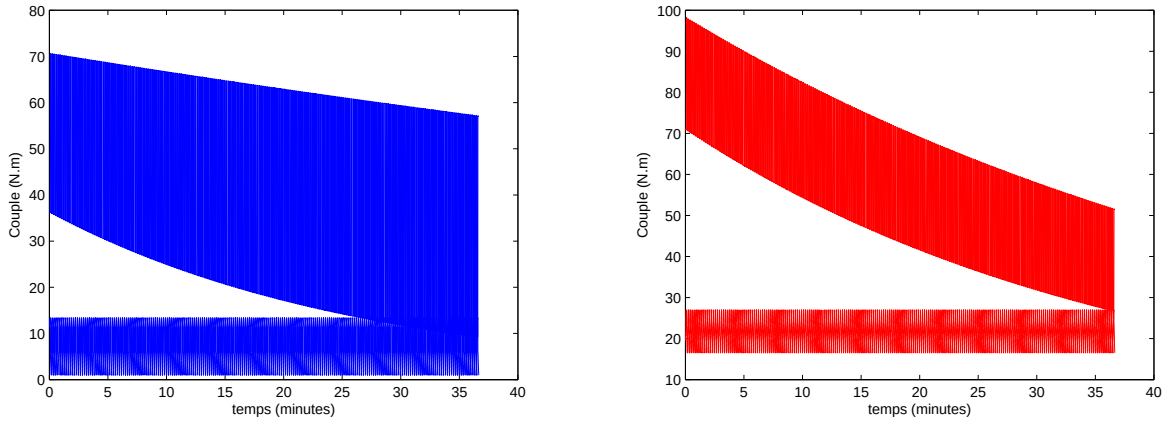
À partir de la f gure 6.14, nous pouvons remarquer que l'évolution de la fatigue n'est pas continue entre les phases de poussée et de traction. La cause principale de cette discontinuité est une valeur différente de la capacité musculaire Γ_{MVC} entre les deux phases. L'évolution lors d'une phase de poussée ou de traction dépend principalement de l'évolution du couple Γ_{joint}. L'évolution des deux phases est alors également différente puisque le couple Γ_{joint} n'a pas la même évolution pendant les deux phases. La f gure 6.15 permet de montrer l'évolution sur un plus grand nombre de cycles. Nous pouvons remarquer que pour les deux articulations, la fatigue lors de l'opération de poussée est plus importante que lors de l'opération de traction. Cela s'explique par une capacité articulaire Γ_{MVC} moins importante lors de la phase de poussée et un couple exercé Γ_{joint} plus important. Dans ce cas d'étude, nous pouvons constater que le coude fatigue plus rapidement que l'épaule et les problèmes de troubles musculo-squelettiques apparaîtront alors plus facilement sur cette articulation.



(a) Phase poussée/traction

(b) Zoom sur la traction

FIGURE 6.14 – Simulation sur quelques cycles de la décroissance de la capacité musculaire du coude



(a) Coude

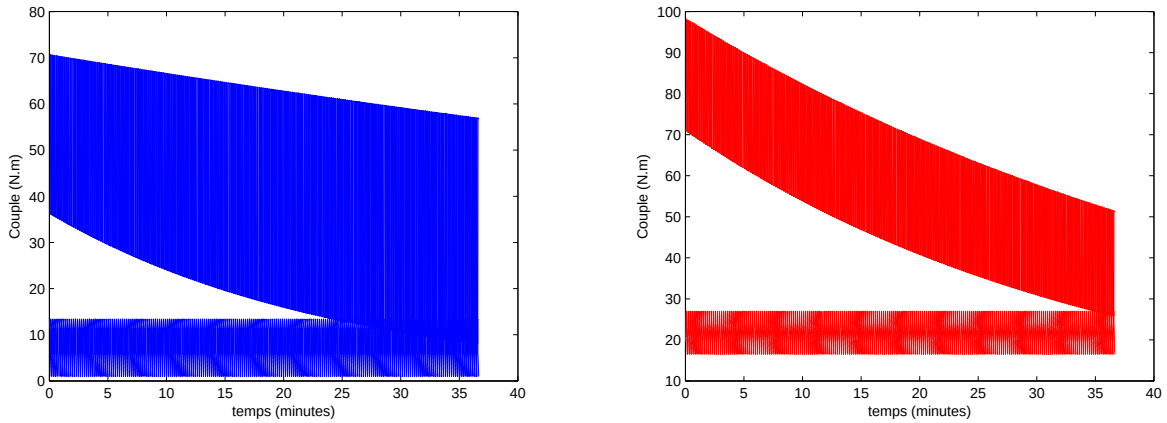
(b) Épaule

FIGURE 6.15 – Simulation de la décroissance de la capacité musculaire du coude et de l'épaule

6.5.7 Discussion

Dans ce chapitre, nous introduisons le paramètre Γ_{MVC} comme une variable pour construire le modèle de fatigue dans les opérations de pousser/tirer. Pour mettre en évidence la différence entre l'utilisation d'une valeur de Γ_{MVC} constante ou variable (c'est-à-dire fonction de la posture), nous comparons les courbes de fatigue obtenues dans les deux situations. Nous choisissons de retenir la valeur minimale de Γ_{MVC} (pour les différentes postures simulées) comme une valeur constante. Celle-ci représente la valeur qui donnera le plus de fatigue. La f gure 6.16 représente la fatigue dans la situation où Γ_{MVC} est considérée comme une constante.

Nous pouvons remarquer que la différence entre les courbes obtenues en considérant une valeur variable (f gure 6.15) et constante (f gure 6.16) sont quasiment identiques. La fatigue de l'opération

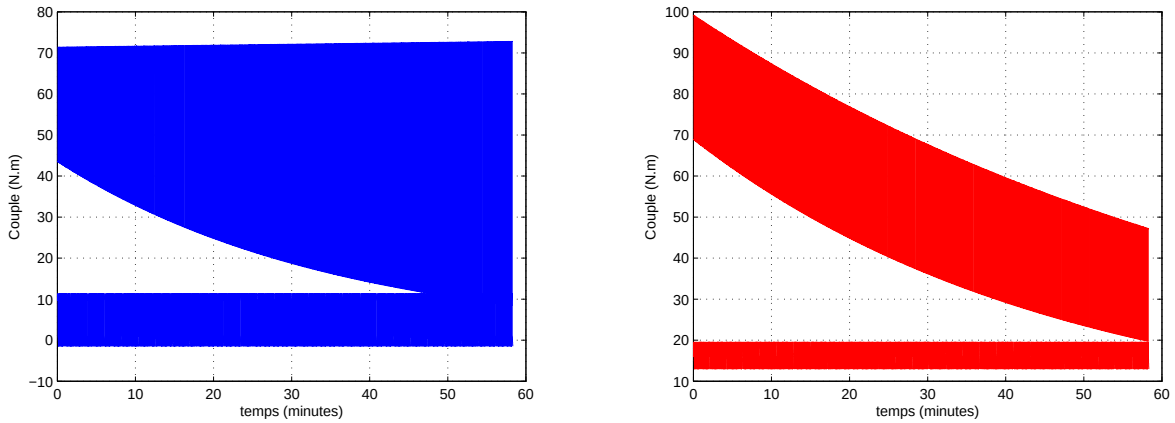


(a) Coude (b) Épaule

FIGURE 6.16 – Simulation de la décroissance de la capacité musculaire du coude et de l'épaule quand Γ_{MVC} est une constante

est légèrement plus grande dans le cas où Γ_{MVC} est une constante puisqu'elle représente le pire des cas. Il semble donc que la première approximation d'une valeur constante pour la capacité articulaire soit suffisante pour évaluer la fatigue.

Dans notre étude de cas, nous avons supposé une position initiale de la main, $P_0 = \{P_{x,0}, P_{y,0}\} = \{0.4, 0.1\}$ mètres et une position f nale $P_f = \{P_{x,f}, P_{y,f}\} = \{0.6, 0.1\}$ mètres. Si nous modif ons les positions initiale et f nale telles que $P_0 = \{P_{x,0}, P_{y,0}\} = \{0.3, 0.1\}$ mètres et $P_f = \{P_{x,f}, P_{y,f}\} = \{0.4, 0.1\}$ mètres, voir la f gure 6.8(b), nous obtenons les courbes de fatigue présentées à la f gure 6.17.

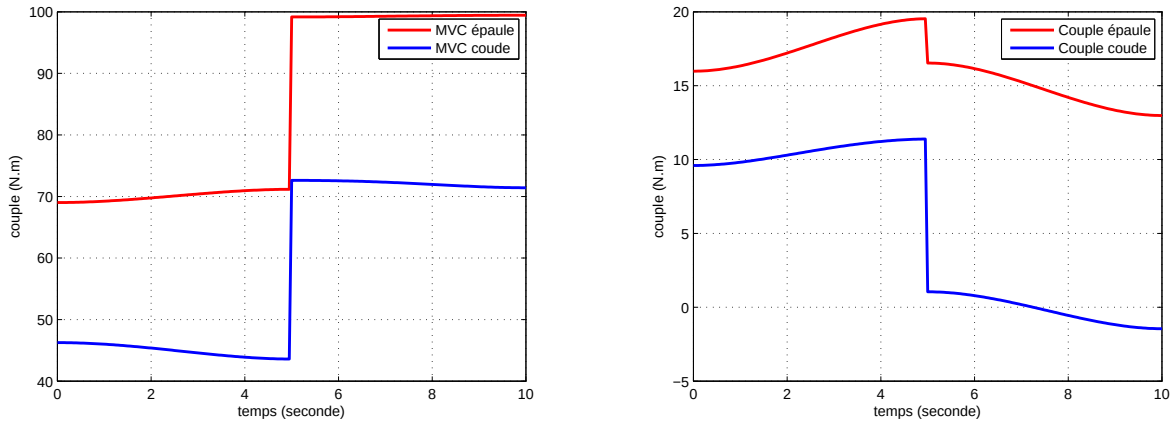


(a) Coude (b) Épaule

FIGURE 6.17 – Évolution de la fatigue dans le cas où $P_0 = \{0.3, 0.1\}$ mètres et $P_f = \{0.4, 0.1\}$ mètres.

Nous remarquons sur la f gure 6.17(a) que la courbe de fatigue du coude dans la phase de traction

augmente légèrement. Ceci n'est pas possible en réalité car la réalisation d'une opération diminue forcément la capacité articulaire Γ_{cem}. Pour mieux comprendre la raison de ce comportement, nous traçons l'évolution du couple Γ_{joint} et de la capacité articulaire Γ_{MVC} pour l'opération étudiée. La f gure 6.18 représente l'évolution de ces paramètres.



(a) Changement du Γ_{MVC} du coude et de l'épaule

(b) Changement du couple du coude et de l'épaule

FIGURE 6.18 – Évolution du couple et de la capacité articulaire du coude et de l'épaule dans le cas où $P_0 = \{0.3, 0.1\}$ mètres et $P_f = \{0.4, 0.1\}$ mètres.

Lors de la phase de traction, nous remarquons qu'il existe une partie négative pour le couple exercé au niveau du coude Γ_{joint}. L'intégrale de la partie négative est plus importante que celle de la partie positive. Dans cette situation, la valeur de l'intégrale de la courbe lors de la phase de traction est donc négative ce qui entraîne une croissance de la courbe de fatigue. Cette remarque introduit alors une question sur la validité de l'hypothèse de l'activité des groupes de muscles. En effet, nous avons supposé qu'un groupe de muscles intervenait dans la phase de poussée et un autre dans la phase de traction. Un groupe de muscles ne peut générer qu'un couple positif ou négatif (extension ou f exion de l'articulation). Les groupes de muscles peuvent également être utilisés dans le même temps af n de contrôler le mouvement (co-contraction). Dans notre exemple, nous ne pouvons pas différencier l'extension de la traction. En effet, l'utilisation des groupes de muscles peut être basée sur le mouvement (extension ou f exion du coude par exemple) ou le couple exercé sur l'articulation. Nous pourrions penser qu'une extension demande un couple de signes opposé à une f exion. Cependant, ce n'est pas le cas lors du calcul des efforts par les méthodes classiques de la mécanique (méthode de Lagrange par exemple). Généralement, on parle de muscles antagonistes et agonistes mais comment déterminer quel muscle agit dans quelle phase ? La question reste ouverte et demande alors une étude plus approfondie. Nous pouvons également nous poser la question du comment a été réalisé le modèle de capacité articulaire proposé par Chaffin *et al.* (1999) puisqu'il se base sur la notion d'extension et

de traction.

6.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons étudié la fatigue musculaire lors d'opérations de "pousser/tirer" qui sont représentatives du monde industriel. La contribution de ce chapitre est de proposer un modèle de fatigue dans lequel Γ_{MVC} est considéré comme une variable fonction de la posture. Une étude de cas sur un mouvement horizontal de la main pouvant simuler une opération de perçage a été présentée. Pour modéliser cette trajectoire, deux méthodes existent, soit dans l'espace articulaire, soit dans l'espace cartésien. Nous avons concentré notre étude sur des opérations décrites dans l'espace cartésien car c'est dans cet espace que l'humain travaille.

À partir de la simulation de la fatigue lors de cette opération, nous avons pu remarquer que l'apparition de la fatigue du coude est plus rapide que celle de l'épaule. Ceci montre que les capacités musculaires du coude sont plus faibles que celles de l'épaule et que de nombreux travailleurs ont des problèmes liés à l'articulation du coude. Ces résultats permettent également de montrer que lorsque les travailleurs réalisent ce genre de travail, il est préférable d'avoir une phase de repos ou un changement de posture de travail assez régulier pour éviter la fatigue.

Les valeurs retenues pour le paramètre de fatigue k proviennent de l'expérimentation réalisée au chapitre 4. C'est une première approximation et une expérimentation plus importante permettra d'améliorer la précision de ce paramètre.

À partir du cas d'étude, nous avons pu discuter les limites des hypothèses d'activité des groupes de muscles. En effet, nous avons pu constater que le couple n'est pas fonction de la direction du mouvement et qu'une extension et une f exion d'une articulation n'entraînaient pas forcément des couples de valeurs opposées. La valeur négative observée dans la simulation pour le couple Γ_{joint}, nous demande de bien clarif er les hypothèses pour notre proposition de modèle si on veut l'utiliser dans le monde industriel.

Chapitre 7

Conclusions et perspectives

Sommaire

7.1 Conclusions 127
7.2 Perspectives 129

7.1 Conclusions

Notre travail porte sur l'étude de la fatigue musculaire et son application dans le monde industriel. Les principales contributions sont :

1. Proposition d'un *modèle de fatigue musculaire* prenant en considération *l'aspect dynamique* d'une opération. Cet aspect tient compte de la variation de la position, vitesse et accélération des articulations et des inerties en mouvement.

2. Mise en place de la procédure et du dispositif d'*expérimentation* permettant de valider le modèle proposé et d'identifier le paramètre de fatigue k au niveau des articulations du coude et de l'épaule. Nous montrons qu'il est possible de s'affranchir partiellement du système de *capture de mouvements* pour simuler le mouvement de l'homme. L'analyse comparative des différents générateurs de mouvements par rapport aux mouvements capturés de l'homme nous a permis de constater que ces derniers sont proches d'un modèle polynomial du 3ème ordre. Cela concerne notamment la position, la vitesse et l'accélération angulaire de chaque articulation.

3. Proposition d'un modèle pour évaluer la *durée maximale de temps de travail* dans des situations dynamiques (DMET) afin d'éviter l'apparition de troubles musculo-squelettique. Ce modèle a été qualifié par comparaison aux modèles existants de durée maximale de travail dans des situations statiques.

4. *Application* du modèle proposé pour l'évaluation de la fatigue musculaire à une tâche industrielle courante de type "*pousser/tirer*".

Dans le chapitre 2, nous avons réalisé un état de l'art sur les contributions scientif ques dans le domaine de l'ergonomie et ses applications dans l'industrie. Nous avons focalisé notre étude sur les problèmes liés à la fatigue musculaire. Nous avons notamment constaté que la majorité des modèles sont limités à des postures statiques ou nécessitent des dispositifs expérimentaux complexes et/ou invasifs. Ces modèles permettent principalement de caractériser les propriétés d'un individu et ne permettent pas de prendre en compte le caractère générique d'une population. À notre connaissance, l'aspect dynamique n'a jamais été pris en compte dans la littérature dans les modèles de fatigue. Pour résoudre ce problème et rechercher un modèle efficace, nous avons fait une synthèse des outils utilisés en robotique pour la simulation dynamique de structures poly-articulées.

Dans le chapitre 3, nous avons proposé un nouveau modèle de fatigue musculaire. Contrairement aux modèles existants, ce modèle prend en compte l'aspect dynamique d'une opération et possède la qualité de minimiser le nombre de paramètres. De plus, il est facilement applicable dans le monde industriel car l'identif cation de ses paramètres ne nécessite pas de moyens expérimentaux importants. Il se base sur la notion de contraction maximale volontaire (MVC) et sur le paramètre de fatigue k. Ces paramètres dépendent de l'individu et du muscle considéré. Le modèle prend en compte la nature du mouvement et l'évolution du couple exercé au niveau des articulations. Pour évaluer les couples articulaires, nous utilisons les méthodes issues de la robotique (modélisation des articulations, génération de trajectoires, calcul des couples articulaires).

Dans le chapitre chapitre 4, nous avons déf ni une méthode expérimentale permettant de valider le modèle de fatigue musculaire dynamique proposé. Dans ce cadre, nous avons utilisé un système de capture de mouvements pour identif er la trajectoire réalisée par le bras. À partir de cette acquisition, nous avons estimé l'évolution de la position par une approximation de type polynomial. Cela nous a permis de déduire la vitesse et l'accélération angulaire de l'articulation sollicitée (coude ou épaule). L'analyse comparative des différents générateurs de mouvements par rapport aux mouvements capturés de l'homme nous a permis de constater que ces dernières sont proches d'un modèle polynomial du 3ème ordre. Nous appliquons ensuite la méthode de Lagrange/ de Newton-Euler pour évaluer le couple exercé sur chaque articulation à chaque instant. Af n d'identif er le paramètre de fatigue k intervenant dans le modèle pour les articulations du coude et de l'épaule, nous avons utilisé un dynamomètre pour obtenir la force maximale (MVC) en traction et en compression d'une articulation.

Dans le chapitre 5, nous avons présenté un modèle de calcul de la durée maximale d'endurance (MET) dans le contexte de tâches dynamiques (DMET). Ce modèle permet de déf nir la limite de temps de travail avant l'apparition des troubles musculo-squelettiques. Nous avons qualif é ce modèle

en le comparant à d'autres modèles de MET déf nis pour des opérations statiques. À partir de cette comparaison, nous avons déf ni les points communs existants entre notre DMET et les autres MET. Ce modèle peut être utilisé pour des mouvements périodiques quelconques, incluant des tâches de type "pousser/tirer". Le modèle de DMET proposé augmente le champ d'application du temps maximum d'endurance et ouvre un large éventail de perspectives d'utilisation.

Dans le chapitre chapitre 6, nous avons proposé d'appliquer le modèle de fatigue musculaire pour une opération de type "pousser/tirer". Cette opération est assez courante dans le monde industriel. Une étude de cas sur ce mouvement particulier de la main (pouvant représenter une opération de perçage) est présentée. À partir de la simulation de la fatigue lors de cette opération, nous avons pu constater que la fatigue du coude est plus importante que celle de l'épaule. Ceci montre que, dans cette opération particulière, les problèmes liés à l'articulation du coude sont plus importants avec des risques d'apparition de TMS plus rapides. Ces résultats permettent également de montrer que lorsqu'une personne réalise ce genre de travail, il est préférable d'avoir assez régulièrement une phase de repos ou un changement de posture de travail pour éviter la fatigue.

En conclusion, les différentes contributions apportées par cette thèse permettent de prédire l'effet de la fatigue dynamique pour des tâches de type industriel et ainsi concevoir et organiser le poste de travail en incluant des contraintes ergonomiques.

7.2 Perspectives

Pour généraliser les résultats obtenus dans cette thèse et d'élargir son domaine d'application, il est raisonnable de poursuivre les recherches dans plusieurs directions en se concentrent sur les aspects liés au modèle proposé et à l'expérimentation.

1. Les deux paramètres principaux de notre modèle de fatigue musculaire sont les paramètres Γ_{joint} et Γ_{MVC}. Dans notre modèle, nous considérons le paramètre Γ_{joint} qui est fonction du mouvement et le paramètre Γ_{MVC} qui est constant. Cependant, dans la littérature, on constate que le paramètre Γ_{MVC} dépend aussi de la posture. Nous avons pris en compte ce problème dans le chapitre 6 pour une tâche de type de "pousser/tirer". En effet, cette étude est limitée dans l'espace 2D, car nous n'avons pas un modèle de MVC qui dépend de la posture dans l'espace 3D. La généralisation de ce paramètre pour des mouvements 3D qui permettrait une extension de notre modèle de fatigue musculaire est un sujet intéressant à poursuivre.

2. Dans notre modèle de fatigue musculaire dynamique, il y a le paramètre de fatigue k. Nous supposons que ce paramètre dépend de l'individu et des groupes de muscles associés. Mais, dans une situation dynamique, ce paramètre peut aussi dépendre de la nature du mouvement

(position, vitesse et accélération). Dans les expérimentations, nous avons identif é le paramètre de fatigue k du coude pour différentes vitesses. Pour une période de mouvement ($T = 4s$), nous avons $k = 0.21$ alors que pour ($T = 2s$), nous avons $k = 0.24$. En comparant ces résultats avec les situations statiques où $k = 0.88$, nous remarquons que k évolue peu entre ces deux vitesses. Pour approfondir la déf nition du paramètre de fatigue k dans les situations dynamiques, il est nécessaire de faire plus d'expérimentations à différentes vitesses. Un plan d'expérience doit donc être construit pour connaitre l'inf uence de la nature et des paramètres du mouvement. L'extension du modèle de fatigue musculaire dynamique à l'ensemble des articulations du corps humain devra également être menée.

3. Notre modèle de fatigue musculaire dynamique est déf ni au niveau des articulations. Chaque articulation est contrôlée par au moins deux groupes de muscles. Dans l'expérimentation, nous avons séparé les contributions des groupes de muscles (agonistes et antagonistes). Or, dans un mouvement plus complexe, il existe des phénomènes de co-contraction qui sont liés à la vitesse du mouvement ainsi qu'à la précision du geste. La prise en compte de ces phénomènes dans notre modèle est un travail qui reste à réaliser.

4. Lors des expérimentations, nous avons constaté le problème suivant. Dans certains cas, la mesure de MVC après l'exercice est plus grande qu'au départ de l'expérimentation. Ce phénomène est probablement lié à l'échauffement des muscles ou à l'incapacité du participant à connaître sa propre MVC. Le facteur d'entrainement/échauffement est donc à prendre en compte. Une validation expérimentale par des participants réalisant couramment une tâche équivalente est donc souhaitable. Ces critères doivent être inclus et analysés dans le protocole expérimental. Une collaboration avec des spécialistes de l'ergonomie et de la biomécanique devra être recherchée.

5. Actuellement, nous avons appliqué notre modèle pour deux cas d'études pouvant être rencontrés en milieu industriel. Pour le valider, nous devons l'utiliser dans d'autres exemples en prenant en compte plus de contraintes. Dans le domaine de l'ergonomie, il existe des logiciels de simulation de mannequins pour évaluer la pénibilité ou l'ergonomie des postes de travail. L'intégration de notre modèle de fatigue musculaire dynamique dans ces logiciels permettrait une évolution importante de leur champ d'application.

Bibliographie

Armstrong, T., Buckle, P., Fine, L. J., Hagberg, M., Jonsson, B., Kilborn, A., Silverstein, B. A., Sjogaard, G. et Viikari-Juntura : A conceptual model for work-related neck and upper-limb musculoskeletal disorders. *Scandinavian Journal of Work, Environment and Health*, 19(2):73–84, 1993.

Auburn : Guide d'ergonomie : la manutention. Rap. tech., Travail sécuritaire, 2010.

Badi, T. H. et Boushaala, A. A. : Effect of one-handed pushing and pulling strength at different handle heights in vertical direction. *Engineering and Technology*, p. 47, 2008.

Bergeret, A. : Guide pour les commités régionaux de reconnaissance des maladies profesionnelles. Rap. tech., Institut National de Recherche et de Sécurité, 2010.

Bigland-Ritchie, B., Jones, D., Hosking, G. et Edwards, R. : Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human quadriceps muscle. *Clin Sci Mol Med*, 54(6):609–614, 1978.

Bigland-Ritchie, B. et Woods, J. : Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve*, 7(9):691–699, 1984.

Bonato, P., Boissy, P., Della Croce, U. et Roy, S. : Changes in the surface emg signal and the biomechanics of motion during a repetitive lifting task. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 10(1):38 –47, march 2002.

Bongbele, J. : L'atp et la fatigue musculaire pendant l'exercice. *Science &amp ; Sports*, 5(1):1 – 10, 1990.

Buckle, P., Devereux, J., for Safety, E. A. et at Work, H. : *Work-related neck and upper limb musculoskeletal disorders*. Office for Official Publications of the European Communities, 1999.

Campbelle, N. A., Reece, J. B. et Morgan, J. G. : *Investigating biology*. 2007.

Chaffin, D. B., Andersson, G. B. J. et Martin, B. J. : *Occupational biomechanics*. Wiley-Interscience, 3rd édn, 1999.

Denavit, J. et Hartenberg, R. : A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices. *Trans. of the ASME. Journal of Applied Mechanics*, 22:215–221, 1955.

Desbrosses, K., Meyer, J. et Didry, G. : Efforts de tirer-pousser : normalisation, application et prévention. *In TOULOUSE 31e Congrès National de Médecine et Santé*, 2010.

Ding, J., Wexler, A. S. et Binder-Macleod, S. A. : Development of a mathematical model that predicts optimal muscle activation patterns by using brief trains. *Journal of Applied Physiology*, 88:917–925, 2000a.

Ding, J., Wexler, A. et Binder-Macleod, S. : Two-step, predictive, isometric force model tested on data from human and rat muscles. *Journal of Applied Physiology*, 85:2176–2189, 1998.

Ding, J., Wexler, A. et Binder-Macleod, S. : A predictive model of fatigue in human skeletal muscles. *Journal of Applied Physiology*, 89(4):1322–1332, 2000b.

Ding, J., Wexler, A. et Binder-Macleod, S. : A mathematical model that predicts the force-frequency relationship of human skeletal muscle. *Muscle Nerve*, 26(4):477–85, 2002.

Donaldson, S. K., Hermansen, L. et Bolles, L. : Differential, direct effects of h+ on ca2+ -activated force of skinned f bers from the soleus, cardiac and adductor magnus muscles of rabbits. *Pflugers archiv : European journal of physiology*, 376(1):55–65, 1978.

Edwards, R. H. T. : Biochemical bases of fatigue in exercise performance : catastrophe theory of muscular fatigue. *In Biochemistry of exercise, International meeting, Boston*, p. 3–28, 1983.

Edwards, R. H. T. et Gibson, H. : *Perspectives in the study of normal and pathological skeletal muscle*. Masson, 1991.

El ahrache, K., Imbeau, D. et Farbos, B. : Percentile values for determining maximum endurance times for static muscular work. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 36(2):99–108, 2006.

EuropGip : Musculoskeletal disorders in europe : def nitions and statistics. Rap. tech., http://www.eurogip.fr/docs/TMS_07-Eurogip-25-EN.pdf, 2006.

EuropGip : Musculoskeletal disorders in europe. Rap. tech., 2007.

Falzon, P. : Ergonomie, conception et développement. *In Conférence introductive, 40ème Congrés de la SELF*, 2005.

Giat, Y., Mizrahi, J. et Levy, M. : A model of fatigue and recovery in paraplegic's quadriceps muscle subjected to intermittent FES. *Journal of Biomechanics*, 118:357, 1996.

Green, H. J. : Manifestation and sitesof neuromuscular fatigue. *Human Kinetics, Biochemistry of Exercise*, 21:13–35, 1990.

Griffiths, I. D. : Musculoskeletal disorders : Introduction. *Medicine*, 30(8):1 – 2, 2002.

Hill, A. : The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences*, 126(843):136–195, 1938.

Hoozemans, M., Van Der Beek, A., Fringsdresen, M., Van Dijk, F. et Van Der Woude, L. : Pushing and pulling in relation to musculoskeletal disorders : a review of risk factors. *Ergonomics*, 41 (6):757–781, 1998.

Hultman, E., Bergstrom, J., Spriet, L. et Soderlund, K. : Energy metabolism and fatigue. *Human Kinetics, Biochemistry of Exercise*, 21:73–92, 1990.

Hultman, E. et Sjoholm, H. : Electromyogram, force and relaxation time during and after continuous electrical stimulation of human skeletal muscle in situ. *The Journal of physiology*, 339:33–40, 1983.

Hultman, E. et Sjoholm, H. : Biochemical causes of fatigue. in human muscle power. *Human Kinetics*, p. 215–238, 1986.

Imbernon, E. : Bulletin épidémiologique hebdomadaire. Rap. tech., Institut de veille sanitaire, 2010.

INRS : Les troubles musculo-squelettiques du membre supérieur(tms-ms). Rap. tech., Institut National de Recherche et de Sécurité, 2011.

Jones, D. A. et Bigland Ritchie, B. : Electrical and contractile changes in muscle fatigue. *Human Kinetics, Biochemistry of Exercise*, 16:377–392, 1986.

kent Braun, J. : Central and peripheral contributions to muscle fatigue in humans during sustained maximal effort. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 80(1):57–63, 1999.

Khalil, W. : *Modélisation et commande par calculateur du manipulateur MA-23 ; extension à la conception par ordinateur des manipulateur*. Thèse de doctorat, USTL, Montpellier, France, 1976.

Khalil, W. et Chevallereau, C. : An efficient algorithm for the dynamic control of robots in the cartesian space. *Journal of Robotics and automation*, 3(6):582–588, 1987.

Klein, B. P., Jensen, R. C. et Sanderson, L. M. : Assessment of workers' compensation claims for back strains/sprains. *Journal of Occupational Medicine*, 26(6):443–448, 1984.

Liu, J., Brown, R. et Yue, G. : A dynamical model of muscle activation, fatigue, and recovery. *Biophysical Journal*, 82(5):2344–2359, 2002.

Ma, L. : *Contribution pour l'analyse ergonomique de mannequins virtuels*. Thèse de doctorat, École Centrale de Nantes, 2009.

Ma, L., Chablat, D., Bennis, F. et Zhang, W. : A new simple dynamic muscle fatigue model and its validation. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 39(1):211–220, 2009.

Mital, A., Kopardekar, P. et Motorwala, A. : Isokinetic pull strengths in the vertical plane : effects of speed and arm angle. *Clinic Biomechanics*, 10(2):110–112, 1995.

NIOSH : Work practices guide for manual lifting. Rap. tech., D.H.S.S., 1981.

Paul, R. : *Robot manipulators : mathematics, programming and control*. MIT Press, Cambridge, 1981.

Pieper, D. : *The kinematics of manipulators under computer control*. Thèse de doctorat, Stanford University, 1968.

Pontonnier, C. et Dumont, G. : Interpolating Muscle Forces in an Inverse Dynamics Approach. *In Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (CMBBE)*, Valencia, Spain, fév. 2010.

Poortmans, J. R. : The intracellular environment in peripheral fatigue. *Human Kinetics, Biochemistry of Exercise*, 13:113–115, 1983.

Raghavan, M. ; Roth, B. : Inverse kinematic of the general 6r manipulator and related linkages. *Trans. of the ASME. Journal of Mechanical Design*, 115:502–508, 1990.

Riener, R., Quintern, J. et Schmidt, G. : Biomechanical model of the human knee evaluated by neuromuscular stimulation. *Journal of Biomechanics*, 29(9):1157–1167, 1996.

Rodríguez, I., Boulic, R. et Meziat, D. : Visualizing human fatigue at joint level with the half-joint pair concept. 5009:37–45, 2003.

Rohmert, W. : Ermittlung von Erholungspausen für statische Arbeit des Menschen. *European Journal of Applied Physiology*, 18(2):123–164, 1960.

Shin, H. et Kim, J. : Measurement of trunk muscle fatigue during dynamic lifting and lowering as recovery time changes. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 37(6):545 – 551, 2007.

Snook, S. H., Campanelli, R. A. et Hart, J. W. : A study of three preventive approaches to low back injury. *Journal of Occupational Medicine*, 20(7):478–481, 1978.

Tang, C., Stojanovic, B., Tsui, C. et Kojic, M. : Modeling of muscle fatigue using hill's model. *Biomed Mater Eng*, 15(5):341–348, 2005.

Uicker, J. J. : Dynamic behavior of spatial linkages. *Trans. of the ASME. Journal of Engineering for industry*, 91:251–258, 1969.

Vollestad, N. : Measurement of human muscle fatigue. *Journal of Neuroscience Methods*, 74(2):219–227, 1997.

Wexler, A., Ding, J. et Binder-Macleod, S. : A mathematical model that predicts skeletal muscle force. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 44(5):337–348, 1997.

White, A. A. et Panjabi, M. M. : *Clinical biomechanics of the spine*. Lippincott, 1990.

Xia, T. et Frey Law, L. : A theoretical approach for modeling peripheral muscle fatigue and recovery. *Journal of Biomechanics*, 41(14):3046–3052, 2008.

Résumé : Les travaux présentés dans cette thèse portent sur l'étude de la fatigue musculaire pour des situations dynamiques. Nous regardons l'effet de cette fatigue au niveau des articulations, et appliquons cette étude dans le domaine de l'ergonomie en milieu industriel. Les modèles classiques de fatigue musculaire ne permettent pas une application efficace pour prédire les troubles musculaires car ils se concentrent sur les aspects chimiques et biophysiques : ces modèles sont caractéristiques d'un individu et difficilement généralisables à une population donnée. Par ailleurs, la plupart se concentrent dans des situations statiques. Le travail présenté ici apporte une contribution signif cative et originale sur la prédiction de la fatigue musculaire dans des situations dynamiques. Ce nouveau modèle présente notamment les caractéristiques d'utiliser un nombre de paramètres très réduit en comparaison aux modèles existants. De plus, leur identif cation est réalisée de manière non invasive. Nous avons mis en place une procédure expérimentale permettant de caractériser les propriétés de groupes de muscles associés à des articulations ainsi qu'un générateur de mouvements pouvant identif er les effets inertiels des membres en mouvement. Nous présentons l'expérience visant à valider le modèle de fatigue musculaire à travers la simulation de mouvements particuliers du bras. Cela nous a permis d'obtenir des données sur les capacités musculaires et sur les mouvements du coude et de l'épaule. Ce modèle est par la suite appliqué dans le domaine l'ergonomie. Nous présentons un modèle de calcul de la durée maximale de travail (DMET) dans le contexte de tâches dynamiques et nous le comparons avec d'autres modèles de la durée maximale de travail (MET). Nous étudions la fatigue musculaire lors d'opérations de pousser/tirer simulant une opération de perçage. À partir de la simulation de la fatigue, nous avons pu remarquer que l'apparition de la fatigue du coude est plus rapide que celle de l'épaule. Les résultats de notre étude pourront être utilisés dans le monde industriel pour évaluer la fatigue musculaire et éviter l'apparition de troubles musculo-squelettique (TMS).

Mots-clés : Modèle de la fatigue musculaire, ergonomie, durée maximum de travail, tâches de pousser/tirer, simulation de mannequin

Abstract : The work presented in this thesis focuses on the study of muscle fatigue in dynamic situations. We pay attention to the effect of this fatigue at joint level, and apply this study to the f eld of ergonomics in industry. Traditional models of muscle fatigue do not allow an efficient implementation to predict muscle disorders because they focus on the chemical and biophysical factors. These models are characteristic of an individual and difficult to generalize to a population. In addition, most of them are concentrated in static situations. The work presented here makes a signif cant and original contribution to the prediction of the muscle fatigue in dynamic situations. This new model offers features including the use of a very small number of parameters compared to existing models. Furthermore, their identif cation is performed non-invasively. We have developed an experimental procedure to characterize the properties of muscles groups associated with joints as well as a motion generator which can identify the inertial effects of the moving member. We present the experiment that validates the muscle model fatigue through the simulation of particular movements of the arm. This allows us to obtain data on muscle strength and the movement of the elbow and shoulder. This model is then applied in the f eld of ergonomics. We present a model for calculating the maximum working time (DMET) in the context of dynamic tasks and we compare it with other models of maximum working hours (MET). We study muscle fatigue during push / pull operations simulating a drilling operation. From the simulation of fatigue, we have noted that the appearance of fatigue of the elbow is faster than the shoulder. The results of our study can be used in industry to evaluate muscle fatigue and avoid the appearance of musculoskeletal disorders (MSDs).

Keywords : Dynamic muscle fatigue model, ergonomics, push/pull operations, dynamic maximum endurance times, mannequin simulation

Discipline : Sciences pour l'Ingénieur